

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)



TESIS DOCTORAL

**Puentes posteriores de circona monolítica y con recubrimiento:
evaluación de la resistencia a la fractura**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Carlos López Suárez

Director

M^a Jesús Suárez García
José Francisco López Lozano

Madrid, 2014



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**PUENTES POSTERIORES DE CIRCONA MONOLÍTICA Y
CON RECUBRIMIENTO: EVALUACIÓN DE LA
RESISTENCIA A LA FRACTURA**



Directores:

Profª. DRA. M^a JESÚS SUÁREZ GARCÍA

Prof. Dr. JOSÉ FCO LÓPEZ LOZANO

TESIS DOCTORAL

Madrid, 2014

CARLOS LÓPEZ SUÁREZ



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**PUENTES POSTERIORES DE CIRCONA
MONOLÍTICA Y CON RECUBRIMIENTO:
EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA
FRACTURA**

CARLOS LÓPEZ SUÁREZ

2014

PUENTES POSTERIORES DE CIRCONA MONOLÍTICA Y CON RECUBRIMIENTO: EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA

Trabajo de investigación para optar al Grado de Doctor por la
Universidad Complutense de Madrid que presenta:

CARLOS LÓPEZ SUÁREZ

Directores:

PROFA. DRA. M^a JESÚS SUÁREZ GARCÍA

Prof. Dr. JOSÉ FCO LÓPEZ LOZANO

**Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)
Facultad de Odontología
Universidad Complutense de Madrid**

MADRID, 2014

DÑA. Mª JESÚS SUÁREZ GARCÍA, Profesora Titular, y D. JOSÉ FRANCISCO LÓPEZ LOZANO, Catedrático, del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación titulado: “Puentes posteriores de circona monolítica y con recubrimiento: Evaluación de la resistencia a la fractura” del que es autor D. Carlos López Suárez, ha sido realizado en este Departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Madrid a 7 de Julio de dos mil catorce.

Fdo. Mª Jesús Suárez García

Fdo. José Fco López Lozano

Agradecimientos

A la **Dra. María Jesús Suárez García**, directora de esta Tesis Doctoral, que confió en mí desde el inicio de mi doctorado y me ofreció su constante apoyo y la dedicación necesaria para poder llevar a cabo este trabajo. Por su experiencia y por ser un referente personal de esfuerzo y tenacidad, así como un ejemplo docente. Sin tu comprensión y paciencia este trabajo no habría sido posible.

Al **Dr José Fco. López Lozano**, director de esta Tesis Doctoral, a quien admiro y respeto, cuyos consejos siempre han sido sabios “paso corto, vista larga y ... ” Gracias por el voto de confianza.

A mis **compañeros del Departamento de Prótesis Bucofacial**, por su ayuda incondicional y ánimos para seguir adelante, por enseñarme día a día cuales son los valores de la Universidad y del compañerismo, así como por vuestra aceptación en el Departamento como colaborador. En especial agradecer a la Dra. Raquel del Castillo Oyagüe por sus ánimos en todo momento y su apoyo.

A los **Dres Antonio Fons, M^a Fernanda Solá, Rubén Agustín y Carlos Labaig** de la Universidad de Valencia, por su ayuda durante la fase de termociclado y carga cíclica del trabajo.

A **Dña Paloma Adeva y D. Ricardo Fernández** del Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas por su ayuda durante las fases de carga.

A **D José Bartolomé**, del Instituto de Ciencia de Materiales de Madrid, por su ayuda en el estudio microestructural y de propiedades mecánicas de los materiales.

A **Dña Carmen Bravo**, del Centro de Proceso de Datos del Servicio de Apoyo a la Investigación del Área de Informática y Comunicación de la UCM, por su colaboración y asesoramiento en la realización del análisis estadístico. Gracias por las explicaciones y por la paciencia puesta en ellas.

A el **Dr Francisco Malumbres Viscarret, Dra Susana David Fernández y la Dra Ana Andrés Amo** que supieron trasmitirme la ilusión, dedicación y motivación para apreciar esta profesión.

A el **Dr Jorge Cortés Breton** por su paciencia y gran apoyo moral en mi inicio en la docencia, gracias por tus consejos y por haber sido un gran compañero.

A mis **compañeros del Master de Prótesis Bucofacial** por aquellos años tan buenos que pasamos mano a mano y que sin duda habéis formdo parte de una de las mejores etapas de mi vida, siendo partícipes de mis inicios en esta profesión. En especial reconocimiento a **Verónica Rodríguez Alonso**, por ser mi compañera fiel y que tantos consejos me ha dado en lo profesional y en lo personal.

A los **laboratorios**: Prótesis S.A, Cerámica Dental Poveda S. L. y Dident S. L., por su tiempo y colaboración en la confección de las restauraciones. Por haberme enseñado tanto en el proceso y técnicas de laboratorio.

A mis **amigos más cercanos**, en especial a Anna, Victor, Pedro y Tuti por su apoyo incondicional siempre que lo he necesitado. Por haber sido partícipes de mi trayectoria personal y profesional con sus más y sus menos, apoyándome y habiendo confiado en mí en cada momento. Gracias por ser como sois y es un verdadero placer y privilegio crecer a vuestro lado.

Dedicado a mi familia, por haberme transmitido los valores adecuados, tanto personales como profesionales, para poder afrontar cualquier adversidad en la vida y por haber sido la llave de mis sueños e ilusiones, sin duda ésta es la mejor herencia que me puedan dejar. Especialmente, reconocimiento a mi madre por su ejemplo y dedicación, por no dejarme tirar la toalla en ningún momento y haber estado siempre cerca.

“Confía en el tiempo, que suele dar dulces salidas a muchas amargas dificultades.”

Miguel de Cervantes (1547-1616)

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	17
1.1. CERÁMICAS CIRCONIOSAS	22
1.2. TECNOLOGÍA ASISTIDA POR ORDENADOR (CAD(CAM)	26
1.3. COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LOS MATERIALES	30
1.3.1. Conceptos básicos	30
1.3.2. Materiales cerámicos	35
2. HIPÓTESIS DE TRABAJO	37
3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	41
4. MATERIAL Y MÉTODOS	45
4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS	47
4.1.1. Muñones	47
4.1.2 Bases	48
4.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS	50
4.3. CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES	50
4.3.1. Confección de los puentes Lava Zirconia	50
4.3.2. Confección de los puentes VITA In-Ceram YZ	52
4.3.3. Confección de los puentes IPS emax ZirCAD	54
4.3.4. Confección de los puentes Lava Plus	56
4.3.5. Confección de los puentes Metal-cerámica	57
4.4. CEMENTADO	59
4.5. EVALUACIÓN DE LA MICROESTRUCTURA Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS CIRCONAS EMPLEADAS EN EL ESTUDIO	60
4.5.1. Estudio microestructural	61
4.5.2. Estudio de las propiedades mecánicas: Dureza y tenacidad	62
4.5.3. Resistencia a flexión biaxial	64
4.6. TERMOCICLADO Y CARGA CÍCLICA	65
4.6.1. Confección de la base para posicionar las muestras	65
4.6.2. Instrumentos para las pruebas de termociclado y carga cíclica	67
4.7. ENSAYO E FLEXIÓN	71
4.7.1. Confección de la pletina	71
4.7.2. Confección del empujador	72
4.7.3 Instrumento para pruebas mecánicas	73
4.7.4. Carga	74
4.8. TRATAMIENTO DE LOS DATOS	76
5. RESULTADOS	79
5.1. EVALUACIÓN DE LA MICROESTRUCTURA Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS CIRCONAS EMPLEADAS EN EL ESTUDIO	82
5.1.1. Estudio microestructural	82
5.1.2. Dureza y tenacidad	85
5.1.3. Resistencia a flexión biaxial	86
5.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA: CARGA ESTÁTICA	87
5.2.1. Análisis descriptivo	87
5.2.2. Análisis inferencial	92
5.3. RESISTENCIA A LA FRACTURA: TERMOCICLADO Y CARGA CÍCLICA	95
5.3.1. Análisis descriptivo	95
5.3.2. Análisis inferencial	100

5.4. COMPARACIÓN DE LAS CONDICIONES DEL ENSAYO MECÁNICO PARA EL ANÁLISIS DE RESISTENCIA A LA FRACTURA	103
5.4.1. Análisis descriptivo	103
5.4.2. Análisis inferencial	107
6. DISCUSIÓN	113
6.1. MICROESTRUCTURA Y PROPIEDADES MECÁNICAS	116
6.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA	117
6.2.1. Porcelana de recubrimiento	119
6.2.2. Estructura	124
6.3. CONDICIONES DEL ENSAYO MECÁNICO PARA EL ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA	129
7. CONCLUSIONES	135
8. BIBLIOGRAFÍA	139
9. RESUMEN EN INGLÉS	157

1. INTRODUCCIÓN

La reposición de los dientes ausentes ha sido un reto importante de la Prostodoncia a lo largo de los siglos, siendo los objetivos recuperar la función perdida y lograr una estética adecuada de acuerdo a los cánones de la belleza en cada época.

Las opciones terapéuticas en prótesis fija a lo largo de la historia de la Odontología han sido muy diversas en función de los materiales restauradores disponibles en cada época, del desarrollo de la tecnología y de la habilidad del operador.(Fig 1.1)



Fig 1.1. Prótesis Etrusca

Al hablar de estética se ha de tener en cuenta que es un concepto íntimamente ligado al de belleza, por lo que es muy difícil establecer unas directrices en éstos ámbitos dado que intervienen criterios subjetivos así como otros conceptos como la armonía y además está sujeto a las “modas” o cánones en cada época. Así restauraciones que eran consideradas estéticas a mediados del siglo XX, como las coronas de recubrimiento parcial, serían inaceptables en nuestros días, dado que en la actualidad, y en el ámbito en el que desarrollamos nuestra actividad, hablar de restauraciones estéticas implica hablar de las cerámicas o porcelanas sin metal.

En Odontología el término cerámica y porcelana se usa indistintamente aunque no signifiquen exactamente lo mismo. Cerámica consiste en el arte de fabricar vasijas y otros objetos

de barro, loza y porcelana de todas clases y calidades. En cambio, porcelana, define el producto final obtenido.¹

La norma ISO 6872:2008² define cerámica dental como material inorgánico, no metálico que está específicamente formulado para utilizar, cuando es procesado de acuerdo con las instrucciones del fabricante, para formar parte de una restauración parcial o completa de prótesis. Define así mismo porcelana dental como cerámica dental predominantemente cristalina usada principalmente para estética en una restauración dental o prótesis.

La porcelana sola o asociada a metal se viene usando en Odontología desde mediados del siglo XIX, siendo considerada como el material mas estético de que se dispone en Odontología.

Para manejar los materiales cerámicos es preciso tener unas nociones básicas de su composición y de la técnica de confección en el laboratorio dental, lo que hará que ante el dilema de la elección de un tipo u otro de porcelana, el profesional realice una correcta selección de aquella que pueda estar mas indicada para resolver un caso concreto.^{1,3-5}

Hablar de porcelana es hablar de la física y la química del silicio (latín: sílex), que combinado con oxígeno forma sílice o cuarzo (el material mas difundido de la corteza terrestre). Su unidad estructural es el tetraedro de silicio, de una enorme estabilidad y apenas atacable por ácidos con excepción del ácido fluorhídrico, siendo la base de las restauraciones cerámicas (feldespática, aluminosas y circoniosas).¹

El concepto de cerámica sin metal, hace referencia a una amplia gama de materiales que se diferencian entre sí en el proceso de fabricación y sobre todo en la composición química y en las propiedades. No existe en la actualidad ninguna “cerámica universal”, por lo que la elección correcta y adecuada para cada indicación es en gran medida el éxito del tratamiento.⁵

Desde la aparición de las primeras coronas completas de porcelana a principios del siglo XX, ha habido una progresión constante tanto en los materiales, como en las tecnologías para intentar dar una solución óptima a los compromisos estéticos, así como para evitar los inconvenientes

inherentes al método tradicional, esto es la resistencia a la fractura y el problema de la contracción surgida durante la cocción de la porcelana.³

Así en la década de 1980 comenzaron a comercializarse las porcelanas de elevada resistencia y baja contracción, en un intento de solventar los problemas de fragilidad y desadaptación marginal inherentes a las porcelanas convencionales, feldespáticas o aluminosas, con indicaciones muy limitadas para restauraciones unitarias en los sectores anteriores. Con este fin fueron apareciendo diversos sistemas cerámicos, algunos de los cuales han ido desapareciendo debido a los problemas que presentaban sobre todo relacionados con la fractura, y otros siguen aún vigentes.^{1,3,4}

Pero es a partir de la década de los 90 y sobre todo del 2000 cuando ha habido un gran desarrollo en el campo de las cerámicas dentales, motivado en gran parte a la elevada demanda de estética por parte de los pacientes y en un intento de mejorar las propiedades mecánicas de las cerámicas sobre todo para la confección de puentes en los sectores posteriores, ya que los sistemas cerámicos existentes en ese momento tenían limitadas sus indicaciones a restauraciones unitarias y prótesis parcial fija en los sectores anteriores. Por ello las investigaciones se centran en la actualidad en los sistemas cerámicos de óxido de circonio.

El desarrollo de nuevas tecnologías de confección asistidas por ordenador, han surgido en un intento de ahorrar tiempo y costes en cuanto a la elaboración del producto y conseguir unos resultados superiores respecto a los sistemas de confección convencionales. Estas tecnologías denominadas CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) permiten realizar una restauración mediante el apoyo informático de diseño y un sistema de mecanizado o fresado automatizado que trabaja a sus órdenes.^{6,7}

El hecho de la gran profusión de sistemas cerámicos de óxido de circonio confeccionados con tecnología CAD/CAM existentes en el mercado en la actualidad, unido a la controversia existente en algunos aspectos sobre su comportamiento mecánico son los motivos que han llevado a la realización del presente trabajo, dado que la introducción de nuevos materiales y/o

tecnologías requiere la realización de estudios científicos que analicen su fiabilidad para poder ser utilizados en clínica.

1.1 CERÁMICAS CIRCONIOSAS

El circonio es conocido desde la antigüedad como gema y su nombre procede del árabe zargon (color oro). El dióxido de circonio (ZrO_2), también llamado circona, se identificó como tal en 1789 por el químico alemán Klaproth y se utilizó durante mucho tiempo como pigmento para cerámicas.⁸ (Fig 1.2)



Fig 1.2. Mineral de circonio y óxido de circonio en polvo blanco

Los cristales de circona se pueden organizar en tres patrones diferentes: monoclinico, cúbico y tetragonal. (Fig 1.3)

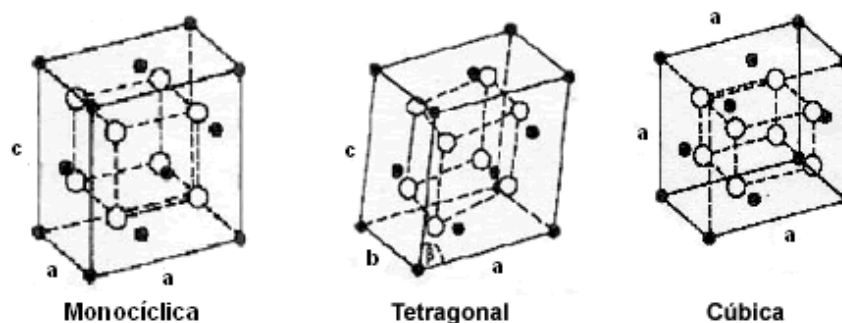


Fig 1.3. Diferentes fases de la circona

La circona pura es monoclinica a temperatura ambiente. Un requisito para que la circona tenga una mayor tenacidad es conseguir su estabilización a temperatura ambiente en la fase tetragonal, así mezclando el óxido de circonio con otros óxidos metálicos (magnesio, cerio, o itrio) se puede obtener una gran estabilidad molecular,⁸ siendo la circona parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y_2O_3), también conocida como circona tetragonal policristalina (Y-TZP), la combinación mas estudiada hasta el momento (95% de circona ,5% de óxido de itrio)⁹ (Fig 1.4)

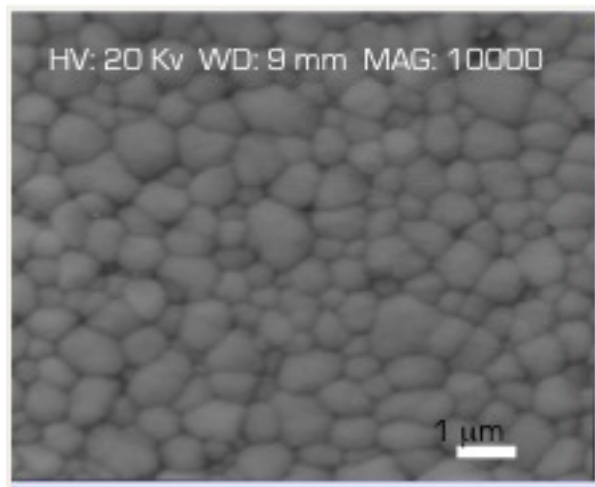


Fig 1.4. Imagen de microscopía electrónica de los granos de circona del sistema VITA In-Ceram YZ

La circona ha sido usada durante décadas en la industria para la confección de instrumentos de corte y fabricación de herramientas de metal, en la industria automovilística, como hilos en la industria textil, o como material refractario en industrias cerámicas.^{9,10} La primera aplicación en biomedicina se realizó en 1969 para la confección de prótesis de cadera.

La circona tiene una microestructura totalmente cristalina, y un mecanismo de refuerzo denominado “transformación resistente”. Este fenómeno descubierto por Garvie y cols¹¹ en 1975 significa que cuando aparece una grieta por estrés mecánico, la cerámica sufre una transformación en su fase cristalina, pasando de forma tetragonal a monoclinica, esta modificación cristalina es seguida por una expansión, con un incremento en el volumen de los granos ($\cong 4\%$), evitando así la propagación de la grieta. La circona tiene unas propiedades mecánicas similares al acero

inoxidable. Su resistencia a la tracción puede ser de 900-1200 MPa y su resistencia a la compresión es de unos 2000 MPa, por ello a la circona se le considera el “acero cerámico”.⁸

Las cerámicas circoniosas son pues hasta el momento el material cerámico más resistente y estable del mercado con unas propiedades mecánicas excelentes que le permiten ser usado para la confección de puentes en sectores posteriores.¹²⁻¹⁵

Sin embargo, las restauraciones confeccionadas con circona son muy opacas ya que no poseen fase vítrea, de modo que se utilizan generalmente como subestructura de restauraciones que posteriormente se recubrirán con cerámicas convencionales.¹⁶

En la actualidad existen muchos sistemas cerámicos compuestos por óxido de circonio para la confección de prótesis parciales fijas, entre los que cabe destacar:

- **Lava™ All Ceramic System** (3M ESPE, Seefeld, Alemania).
- **Cercon®** (Dentsplay- Degussa).
- **NobelProcera® Zirconia** (Nobel Biocare, Goteburgo, Suecia).
- **VITA In-Ceram® YZ** (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania).
- **IPS e.max® ZIRCAD** (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
- **DC-Zircon®** (DCS Dental AG, Allschwil, Suiza).
- **Denzir®** (Denzir, Estocolmo, Suecia).

Pero a pesar de su elevada resistencia a la fractura, uno de los problemas importantes que presentan las restauraciones de circona es el delaminado o *chipping* de la cerámica de recubrimiento según demuestran las diferentes investigaciones y los estudios clínicos realizados¹⁶⁻²² (Fig 1.5). Esta complicación genera incertidumbre sobre el comportamiento a largo plazo del material.²³ Sin embargo, la mayoría de los *chipping* según la revisión de la literatura son de Grado 1 (pequeño) y Grado 2 (moderado) y no representan un fracaso de la restauración debido a la posibilidad de reparación.^{23,24}



Fig 1.5. Aspecto de una prótesis parcial fija de zircona donde se observa el chipping producido en el pilar distal

La causa de la fractura de la cerámica de recubrimiento es desconocida pero puede estar asociada a un fallo en la unión entre la porcelana de recubrimiento y la estructura de zircona.¹⁵ Hasta la fecha no se ha encontrado una evidencia científica de una unión química entre la zircona y la cerámica de recubrimiento. Los dos materiales parece que se unen mediante un engranaje mecánico y la formación de fuerzas de compresión resultantes de la contracción térmica durante el enfriamiento después del sinterizado.²⁵

Ha habido diversos intentos para reforzar la porcelana de recubrimiento como la confección de cerámicas de recubrimiento CAD/CAM de elevada resistencia,²⁶ cerámicas de elevada resistencia prensadas²⁷ o técnicas de “doble recubrimiento”,²⁸

Otro de los intentos para controlar el fallo de la cerámica de recubrimiento es la fabricación de zircona monolítica, que consiste en un material de zircona sin ningún tipo de recubrimiento.²⁹ La zircona monolítica puede ser coloreada en el estado pre-sinterizado para igualar a los dientes adyacentes y para obtener un aspecto natural y una superficie de textura suave puede ser glaseada o pulida. Sin embargo, debido a su reciente introducción son muy escasos aún los estudios sobre la zircona monolítica.

1.2. TECNOLOGÍA ASISTIDA POR ORDENADOR (CAD/CAM)

La tecnología CAD/CAM se venía utilizando en otras áreas de la industria como los automóviles, aplicado para situaciones que precisaban de una gran precisión y reproductibilidad. El primero que llevó la idea al mundo de la Odontología fue François Duret que trabajaba con ordenadores para la fabricación de prótesis dentales desde 1971 y cuya primera corona fue fresada en 1985, sin embargo el sistema desarrollado por Duret no fue ampliamente utilizado debido a la falta de precisión de la digitalización y la potencia del ordenador.^{6,7,30}

Posteriormente Mormann y cols desarrollaron el sistema CEREC, comenzando con la fabricación de inlays cerámicos mediante tecnología CAD/CAM, digitalizando la cavidad del inlay directamente en la boca del paciente. El término CAD/CAM llegó a ser popular en odontología con la introducción del sistema CEREC.³⁰

La introducción de los sistemas CAD/CAM fue llevada a cabo para resolver ciertos problemas en la técnica convencional y mejorar, modernizando el proceso. Entre sus ventajas cabe destacar:^{6,7,12-15,30}

- Permiten elaborar restauraciones dentales de alta precisión ya que son procedimientos muy controlados y automatizados
- Ahorran tiempo, gracias a la automatización del proceso y a la supresión de algunos de los pasos de laboratorio necesarios para la técnica convencional, como son la obtención de modelos duplicados, modelado en cera y proceso de colado.
- Evitan las distorsiones inherentes al método tradicional.
- En algunos casos pueden incluso evitar la toma de impresiones convencionales o la preparación de provisionales.
- Incrementan la eficiencia en el procesado de laboratorio.

Esta tecnología ha evolucionado rapidísimamente en los últimos 20 años al existir muchos sistemas CAD/CAM diferentes. Algunos de ellos han ido desapareciendo al ser reemplazados por otros con mejores características y resultados, estando sujeta pues esta tecnología a un proceso continuo de nuevas mejoras. No obstante, el uso de la tecnología informática solo es justificable

con la condición de que se puedan mejorar, o como mínimo, alcanzar las características reconocidas de calidad clínica y de materiales de las reconstrucciones odontológicas tradicionales.
6,7

Aunque la tecnología CAD/CAM se desarrolló inicialmente para la confección de incrustaciones, en la actualidad se pueden utilizar para fabricar restauraciones de recubrimiento total unitarias o estructuras de prótesis fija confeccionadas a su vez con diversas cerámicas: feldespáticas, aluminosas y circoniosas.³¹

Estas técnicas constan fundamentalmente de tres fases: digitalización, diseño por ordenador (CAD) y mecanizado. Mediante un escáner, que puede ser óptico o mecánico, se registra tridimensionalmente la superficie del muñón. Esta exploración puede ser extraoral (a través de una sonda mecánica o un laser se escanea la superficie del troquel o del patrón) o intraoral (en la que una cámara capta directamente la imagen del tallado, sin necesidad de tomar las impresiones convencionales). Estos datos se transfieren a un ordenador donde se realiza el diseño con un software específico de cada sistema cerámico. En esta fase, el dato más importante, es la situación de la línea de terminación. Por regla general, el margen tiene que suponer un cambio drástico de dirección para que pueda ser reconocido por el propio ordenador. Cuando esto no es posible, los programas de diseño permiten dibujar la línea de terminación sobre la imagen virtual de la preparación, aunque esta práctica no es recomendable. Por este motivo cuando se emplean estos sistemas, es muy importante preparar nítidamente el diseño de la línea de terminación gingival de la preparación. A continuación el ordenador da instrucciones a una unidad de fresado, que inicia de forma automática la fabricación de la estructura interna o la restauración completa de porcelana según el diseño realizado.³¹⁻³³

Los métodos de confección se pueden clasificar en tres grupos:^{32,34}

- Fresado de un bloque cerámico completamente sinterizado.
- Fresado de un bloque cerámico presinterizado (“en verde”) y tratamiento posterior mediante alta sinterización o infiltración vítrea.
- Prensado isostático en frío de polvo cerámico, fresado y sinterización final.

Por último el núcleo o estructura resultante se recubre con porcelana mediante la técnica convencional de capas para obtener la morfología final de la restauración.(Fig 1.6)

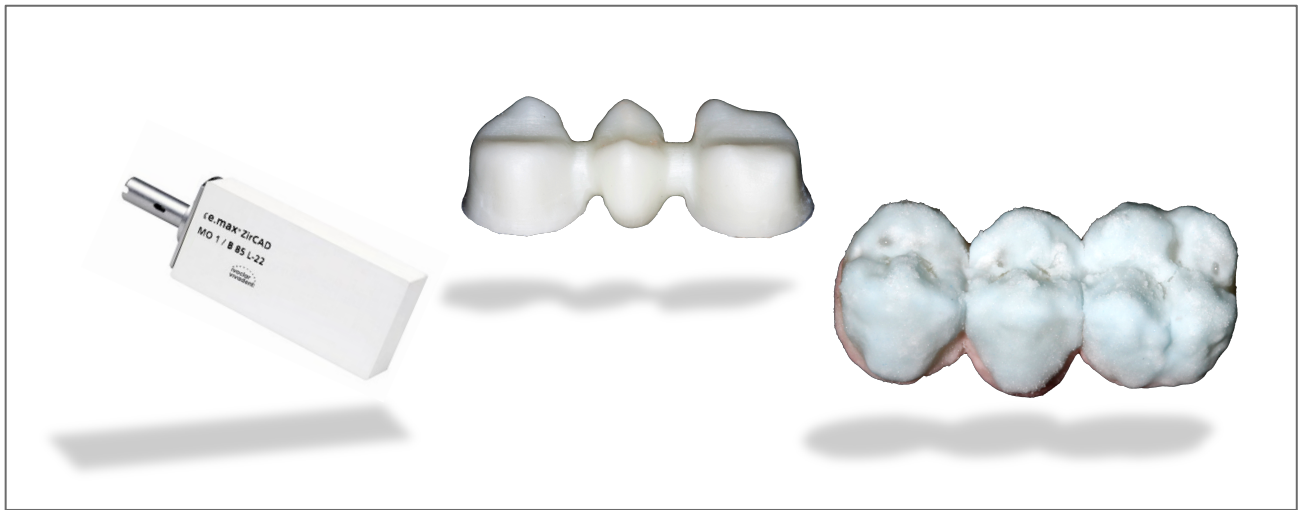


Fig 1.6. Bloque de zircona, estructura de zircona y estructura con la cerámica de recubrimiento

En la actualidad se pueden clasificar de forma sencilla los sistemas CAD/CAM en dos grupos:⁶

- **Métodos directos:** Sistemas CAD/CAM totalmente integrados, es decir el clínico hace todo el proceso dentro de la consulta dental y sin necesidad del apoyo de un laboratorio.
- **Métodos indirectos:** Se subdividen a su vez en dos grupos, en función de la localización de la operación de CAD: 1) Realización del proceso CAD en el gabinete dental (impresión óptica o mecánica), y se transmiten los datos a una estación central de CAM para la fabricación de la restauración y 2) La impresión dental se toma en la consulta, y la información recogida se transmite a una estación central donde operan los módulos CAD/CAM.

Existen muchos sistemas cerámicos confeccionados con tecnología CAD/CAM disponibles en el mercado, siendo los mas representativos: Cercon (Dentsply-Degussa), DCS (DCS), Cerec (Sirona Dental, Salzburgo, Austria), Lava (3M ESPE), NobelProcera (Nobel Biocare), Everest (Kavo, Biberach, Alemania), In-Ceram (VITA Zahnfabrik) o IPS e.max ZirCAD (Ivoclar-Vivadent) entre otros.

^{4,6,7,15,31} La sistemática de confección de las restauraciones es muy similar en todos ellos, pero sin embargo existen diferencias en el tipo de escáner empleado (Figs 1.7 y 1.8).

El sistema NobelProcera comenzó empleando un escáner mecánico que consiste en una sonda mecánica que explora la superficie del troquel creando una imagen tridimensional de su configuración. Persson y cols ^{35,36} confirmaron la excelente precisión de esta unidad cuantificando su distorsión en $\pm 10 \mu\text{m}$. El resto de los sistemas cerámicos emplean el mismo sistema de escaneado, mediante un laser que realiza la digitalización óptica de la preparación, incluido el sistema NobelProcera que en la actualidad emplea un escáner laser basado en la holografía conoscópica. ³⁷ Sin embargo, a pesar de la alta resolución del laser, varios autores han demostrado que la digitalización mecánica es mas precisa que la captación óptica. ^{31,32,35,38-43}

Desde la introducción de la circona en Odontología, los materiales a base de circona combinados con la tecnología CAD/CAM han ampliado el rango de sus aplicaciones en Odontología. ²⁹



Fig 1.7. Escáner Nobel (mecánico)



Fig 1.8. Escáner Lava (óptico)

1.3. COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LOS MATERIALES

1.3.1. CONCEPTOS BÁSICOS

El estudio de las fuerzas que actúan sobre los dientes y las restauraciones dentales es una de las principales aplicaciones de la física en el campo de la odontología, ya que la mayoría de los materiales dentales van a estar sometidos a grandes tensiones y cargas repetidas durante años.⁴⁴

Propiedades mecánicas se refiere al conjunto de comportamientos que exhiben los materiales sometidos a la acción de diferentes cargas, esfuerzos o fuerzas mecánicas, a las deformaciones producidas y a las repercusiones biológico-clínicas que pueden comportar en el ámbito bucal.⁴⁴

Resistencia a la flexión es aquella capacidad de un material para evitar ser deformado elásticamente, es decir, para evitar ser doblado. Es la propiedad mecánica más comúnmente considerada.⁴⁵

La resistencia de los materiales frágiles son medidas en flexión (doblado) ya que son test sencillos de realizar. Cada material tiene una fuerza interior específica o resistencia, que se opone a que el material se deforme o se rompa.

En general, se denomina carga a la fuerza externa que actúa sobre el material, y tensión a la fuerza igual y en sentido contrario que se genera dentro del material y que se opone a la carga.⁴⁶

Se define “fuerza” como aquel influjo o capacidad que al actuar sobre un cuerpo modifica el estado de reposo o de movimiento imprimiéndole una aceleración. Una fuerza queda definida por tres características: punto de aplicación, magnitud y dirección de la aplicación. La unidad de medida es el Newton.⁴⁴

Las fuerzas que se ejercen sobre un cuerpo en reposo van a provocar una deformación del mismo, que será mayor o menor según la intensidad de la fuerza aplicada. En la respuesta de un material a la fuerza ejercida sobre él se puede diferenciar una secuencia:

- **Deformación elástica:** cuando el material es sometido a un esfuerzo se deforma, pero cuando deja de actuar la fuerza el material recupera su dimensión original. Es una deformación reversible.
- **Deformación plástica:** Si la fuerza es mayor o continua, el material se deforma hasta un punto en que no recupera su forma original cuando la fuerza deja de actuar. Es una deformación irreversible.
- **Resistencia final:** Si la carga aumenta llega a un punto en el que se produce la fractura.⁴⁷

Los materiales frágiles (como las cerámicas) suelen fracturarse durante la tensión por lo que los test de flexión proporcionan información sobre la fuerza tensional. Bajo las mismas condiciones clínicas se recomienda escoger siempre un material propiamente resistente en vez de uno más débil.

1,44,45,47

La flexión es un fenómeno complejo. Durante la flexión, la fuerza de tensión alcanza el máximo en una superficie, mientras que la fuerza de compresión alcanza el máximo en la superficie opuesta del material. En la zona cóncava se producen fenómenos de compresión mientras que en la zona convexa se aprecian fenómenos de tracción (Fig 1.9). Este fenómeno de flexión se puede observar en una prótesis parcial fija.

El ensayo mas empleado en los estudios de resistencia a la flexión de los materiales cerámicos es el ensayo por carga en tres puntos:⁴⁸⁻⁵⁰

Se realiza sobre probetas apoyadas en 2 puntos, aplicando la carga sobre la superficie en un punto equidistante de los dos anteriores.

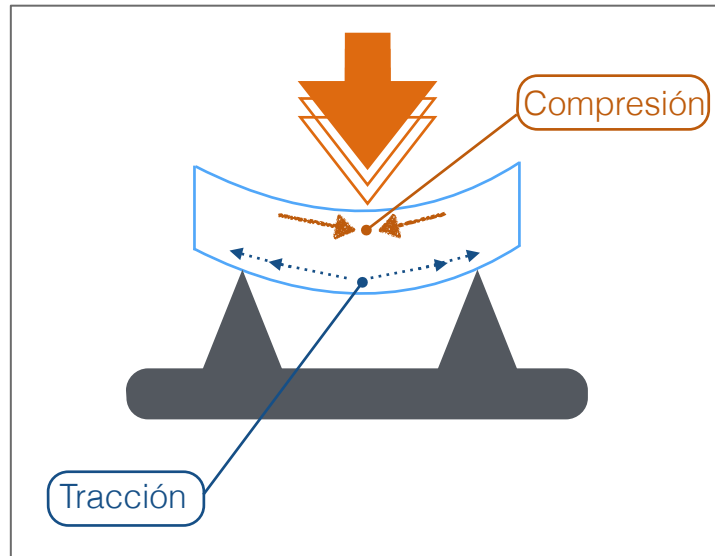


Fig 1.9. Esquema de ensayo por flexión

Mediante la aparatología adecuada se pueden registrar la carga aplicada y la deformación producida. Los resultados se reflejan gráficamente por medio de curvas en un sistema de coordenadas, que son las curvas “tensión-deformación”. En el eje de ordenadas se representa la tensión o carga, y en el de abscisas se representa la deformación causada por la carga, por unidad de longitud.

En la curva tensión-deformación, la parte recta representa la elasticidad y se llama “parte recta o tramo elástico”. En esta parte tiene lugar una deformación elástica del material directamente proporcional a la fuerza aplicada. A medida que va aumentando la carga, en proporciones constantes, se obtiene una deformación también constante, hasta que se alcanza un punto en que dicha proporcionalidad se pierde. La ley de Hooke dice que las tensiones inducidas son proporcionales a las deformaciones producidas hasta determinado momento en cada material. La inclinación de la línea va a dar la rigidez del material, de modo que cuanto más vertical es la línea, más rígido es el material. Así la rigidez es la resistencia del material a su deformación. La inclinación de esta línea se llama módulo de elasticidad o módulo de Young, y es característica y constante para cada material.⁵¹ Cuanto mayor sea el módulo elástico, mayor será la rigidez del material.

El comportamiento mecánico de un material cerámico dental puede ser juzgado de forma más completa si se conoce la curva de resistencia a la fractura (Fig 1.10).⁴⁵

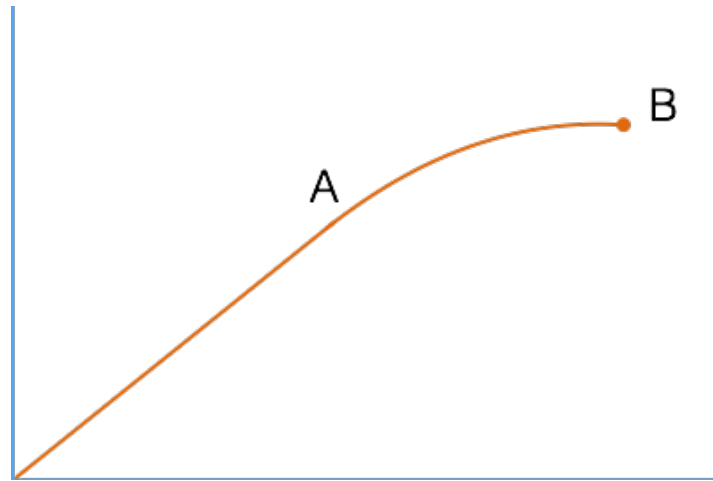


Fig 1.10. Curva tensión-deformación-fractura

El punto A, es el límite elástico o de proporcionalidad, o límite de resistencia a la deformación elástica o punto de fluencia, pasado el cual puede suceder:

- La fractura, si el material es frágil
- La deformación plástica, si el material es dúctil

Desde A-B tiene lugar la deformación plástica, y en cualquier punto de la curva puede aparecer una grieta que inicie la fractura, que puede tener un mecanismo de propagación frágil o tenaz (tenacidad de rotura).

La fractura de un material es la separación de un cuerpo en dos o más partes. Se pueden distinguir distintos tipos de fractura:

- **Fractura frágil:** existe poca propagación rápida de la grieta, sin ninguna o muy poca deformación plástica previa.

- **Fractura dúctil o tenaz:** la grieta se propaga despacio, tras una deformación plástica previa

-**Fractura por fatiga del material:** ante la acción de fuerzas intermitentes de intensidad variable, se producen una o varias grietas que llevarán a la fractura del material.^{44,52}

La dureza y tenacidad de un material son propiedades mecánicas importantes. Una de las técnicas más comunes en la caracterización de las propiedades mecánicas de los materiales cerámicos es el ensayo de microdureza Vickers, donde un penetrador genera una impronta en la superficie pulida de una muestra por la aplicación de una carga (Fig 1.11).

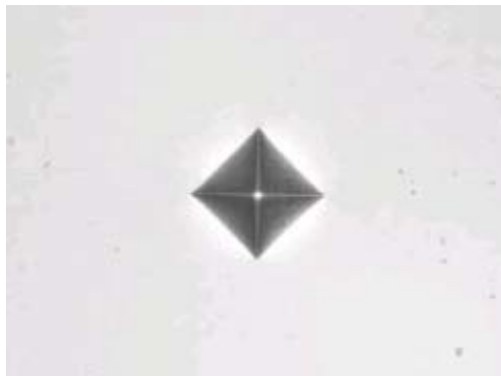


Fig 1.11. Micrografía de una huella tras la indentación.

La dureza Vickers, HV, se calcula a partir de la carga aplicada P (en N) y las diagonales de la huella d_1 y d_2 en m:

$$H_V = \frac{1.853 \cdot P}{d_1 \cdot d_2}$$

Los ensayos de dureza en los materiales cerámicos suelen presentar algunos problemas debido a su naturaleza frágil, que lleva a la formación de grietas que se propagan por debajo de la superficie e incluso a que el material se “desconche” bajo cargas de indentación altas, destruyendo la muestra. Esto ocurre debido a que se supera el límite elástico del material,

produciéndose una deformación irreversible. Sin embargo, controlando la carga utilizada en el ensayo, es posible conseguir tanto huellas libres de grietas como grietas locales, que surgen de los vértices de la impronta, de las que se pueden estimar los valores de tenacidad.

En los planos centrales, debajo de la impronta, se pueden encontrar dos geometrías de las tensiones creadas durante el ensayo: el sistema de grietas Palmqvist, que suelen producirse a un nivel de carga baja, y el semicircular, producido ante carga alta (Fig 1.12).

Miranzo y Moya ⁵³ desarrollaron la fórmula para relacionar la tenacidad con la carga y la longitud de las grietas.

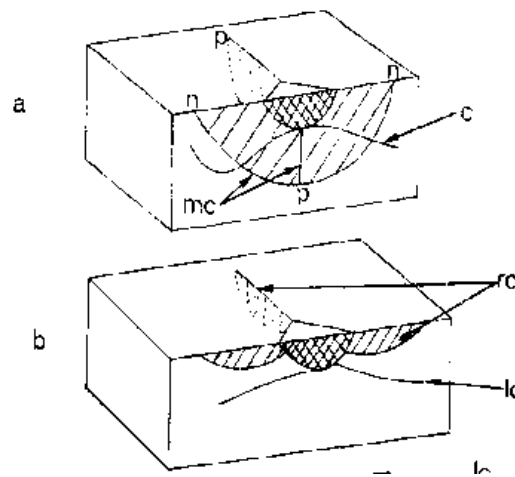


Fig 1.12. Esquema de una fisura semicircular y (b) tipo Palmqvist generadas por indentación Vickers. Las zonas rayadas indican la extensión de la deformación generada al indentar los materiales.

1.3.2. MATERIALES CERÁMICOS

Son diversos los estudios que han analizado las fuerzas de masticación que soportan los dientes. A nivel de los dientes posteriores se registran las fuerzas masticatorias máximas, que varían entre 400-800 N, mientras que en caninos e incisivos se han registrado por término medio unas fuerzas entre 200 y 150 N respectivamente. ^{49,54-56} Sin embargo en algunos momentos de la

masticación, así como cuando existen ciertas parafunciones, estos valores pueden aumentar considerablemente, hasta llegar a alcanzar valores de hasta 1000 N.^{25,57}

Distintos estudios afirman que, en general, los sistemas cerámicos tienen una menor resistencia a la flexión que las restauraciones ceramometálicas. Sin embargo, en la actualidad los materiales cerámicos han mejorado sus propiedades mecánicas, hasta llegar a los mismos niveles.^{3,7,50,58} Las cerámicas poseen muy buenas propiedades mecánicas de resistencia a la flexión y tenacidad de rotura, siendo la cerámica de óxido de circonio la que presenta los valores más elevados.^{15,17,18,55,59}

La resistencia a la fractura es uno de los factores importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones, y depende de múltiples factores como pueden ser: la geometría, la temperatura, la carga a soportar por la restauración, el material, las diferentes técnicas de confección, o el agente cementante.⁶⁰⁻⁶² Por ello resulta muy difícil establecer comparaciones entre los diferentes estudios sobre la resistencia a la flexión de las cerámicas, debido a que son muchas las variables a contemplar y la metodología empleada es distinta.⁶³

La fractura en las prótesis parciales fijas cerámicas suele producirse a nivel de los conectores, debido a que las fuerzas tienden a concentrarse con mayor intensidad a nivel de esas áreas.⁶⁴⁻⁶⁹ Diversos estudios ponen de manifiesto que una reducción del tamaño de los conectores incrementa la tensión a ese nivel, y el riesgo de fractura, siendo por tanto el diseño del conector un factor de la máxima importancia para la supervivencia de las prótesis parciales fijas cerámicas.^{46,65,70-72} En la mayoría de los estudios sobre el comportamiento mecánico de las prótesis parciales fijas, la fractura suele ser oblicua, desde gingival a oclusal, desde el centro del conector al centro del pónico. Por ello la mayoría de los autores recomiendan que el área de los pónicos debe ser de 6-9 mm².⁷³⁻⁷⁶

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO

La estética dental ha sido un reto para la Odontología a lo largo de la historia, pero no es hasta finales del siglo XIX cuando se empiezan a desarrollar las cerámicas dentales.

Actualmente las restauraciones ceramometálicas siguen siendo las mas utilizadas en prótesis fija debido a su buen pronóstico a largo plazo, ampliamente contrastado, por lo que han merecido la denominación de “gold standard”.^{77,78} Sin embargo, este tipo de restauraciones tiene inconvenientes desde el punto de vista de la estética, ya que la infraestructura metálica no permite una adecuada reflexión de la luz y se transluce el metal subyacente. Por otro lado existe controversia sobre el empleo de ciertas aleaciones dentales en la boca, debido a las posibles alergias que pueden ocasionar.

Por todo lo anterior y debido al incremento en la demanda de los pacientes de estética, en las últimas décadas existe un auge en la utilización de restauraciones completamente cerámicas, siendo la cerámica un material biocompatible, como han demostrado numerosos estudios y el material más estético de que se dispone en Odontología hasta el momento. Las investigaciones se centran actualmente en los sistemas cerámicos de zircona confeccionados con tecnología CAD/CAM sobre todo para su empleo en prótesis parcial fija en los sectores posteriores, sin embargo no existen demasiados estudios que confirmen la bondad de estos sistemas en cuanto a su resistencia a la fractura.

Las hipótesis nulas (H_0) planteadas en el presente trabajo fueron las siguientes:

1. No existirán diferencias en la resistencia a la fractura entre puentes de tres unidades confeccionados con cuatro sistemas cerámicos de zircona y tecnología CAD/CAM
2. No existirá fractura en la cerámica de recubrimiento en los sistemas cerámicos analizados.
3. No existirán diferencias entre los dos métodos de evaluación de la resistencia a la fractura empleados.

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Las exigencias crecientes de los pacientes desde el punto de vista de la estética, han motivado que desde hace varias décadas se esté investigando para conseguir sistemas cerámicos que proporcionen iguales o mejores resultados que las restauraciones ceramometálicas, ya que la cerámica además de ser un material biocompatible, es el material mas estético de que se dispone en Odontología

Las primeras restauraciones cerámicas tenían su uso limitado a restauraciones unitarias en los sectores anteriores debido a su fragilidad y baja tenacidad. Desde mediados del siglo XX hasta nuestros días las investigaciones en el campo de las cerámicas dentales han sido incesantes para tratar de solventar el problema de la baja resistencia a la fractura. En adición, la demanda de estética en las últimas décadas también afecta a los sectores posteriores de las arcadas, por lo que las investigaciones están dirigidas a la obtención de una cerámica capaz de soportar las fuerzas oclusales, centrándose las mismas en los sistemas cerámicos a base de óxido de circonio y confeccionados con tecnología CAD/CAM, aunando así las excelentes propiedades físicas y mecánicas de este material y la precisión del procesamiento automatizado.⁷⁹

Debido a la relativamente reciente introducción de los sistemas cerámicos de óxido de circonio procesados mediante la tecnología CAD/CAM, y la gran profusión de sistemas de zircona existentes en el mercado, las investigaciones que analicen su resistencia a la fractura en prótesis parcial fija en los sectores posteriores no son abundantes, existiendo controversia en los resultados así como en la metodología empleada y, no existiendo suficiente evidencia científica para determinar cual de los sistemas disponibles ofrece los mejores resultados.

Los estudios disponibles en la actualidad demuestran que un problema importante de las cerámicas de zircona es el llamado *chipping* o delaminado de la cerámica de recubrimiento, lo que condiciona el pronóstico a largo plazo de las restauraciones.^{19,20,23,79} Por ello, se han introducido muy recientemente en el mercado las cerámicas de zircona monolítica

Por todo lo anterior, se planteó en el presente trabajo de investigación evaluar la resistencia a la fractura de prótesis parciales fijas de tres unidades confeccionadas con diferentes sistemas de zircona en su estructura, tanto con cerámica de recubrimiento como monolítica, comparando los resultados con prótesis parciales fijas ceramometálicas.

Se planteó además comparar dos métodos para evaluar la resistencia a la fractura de las restauraciones: carga estática y termociclado y carga cíclica, dada la escasez de estudios que analicen en el mismo trabajo ambos tipos de carga.

Consideramos necesario el trabajo para clarificar aspectos controvertidos en las investigaciones realizadas hasta la fecha, así como para evaluar el comportamiento de la circona monolítica frente a la circona con cerámica de recubrimiento

Los **objetivos** planteados en el presente trabajo de investigación fueron los siguientes:

1. Analizar la microestructura y las propiedades mecánicas de los sistemas de circona analizados
2. Analizar si la resistencia a la fractura de prótesis parciales fijas posteriores de tres unidades de circona presenta valores superiores a 1.000 N, compatibles con su uso en clínica.
3. Evaluar la resistencia a la fractura de puentes posteriores de tres unidades de circona monolítica, circona con cerámica de recubrimiento y metal-cerámica.
4. Comparar la resistencia a la fractura total de los sistemas cerámicos de circona a estudiar y metal-cerámica.
5. Comparar la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento en los grupos analizados.
6. Evaluar dos tipos de carga en el ensayo mecánico para evaluar la resistencia a la fractura de las restauraciones.

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

Para el presente trabajo de investigación, se confeccionaron 100 probetas de acero mecanizado macizo en el Taller Central de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la UCM. Cada probeta constaba de tres partes: dos muñones y una base, unidas mediante dos tornillos.

4.1.1. MUÑONES

Se confeccionaron 200 muñones que simulaban un premolar tallado para pilar de prótesis fija, siendo su contorno axial circular para conseguir una simetría completa entre todos ellos (Fig 4.1).

Las características de los muñones fueron las siguientes:

- Altura total de los muñones: 10 mm.
- Altura clínica de los muñones: 5 mm.
- Diámetro base muñón: 9 mm.
- Diámetro a nivel de la línea de terminación: 8 mm.
- Reducción axial: 1 mm.
- Convergencia axial de los muñones: 6º, 3º por pared.
- Línea de terminación: chanfer de 120 º y 1 mm de espesor.
- Profundidad del surco central en la superficie oclusal: 1 mm.
- Todos los ángulos vivos fueron redondeados.



Fig 4.1. Aspecto del muñón

4.1.2. BASES

Se confeccionaron además 100 bases con las siguientes características (Figs 4.2 y 4.3):

- Longitud: 30 mm.
- Anchura: 17 mm.
- Altura: 4'5 mm.
- Dos perforaciones para alojar los pilares:
 - Diámetro: 9 mm.
 - Separación entre ambas perforaciones: 7 mm.
 - Separación extremo lateral: 2,5 mm.
 - Separación extremo posterior: 4 mm.
 - Separación extremo anterior: 4 mm.
- Dos perforaciones para los tornillos de fijación de los muñones:
 - Diámetro 2 mm, centrado en la cara frontal de la base.
 - A 7 mm del extremo lateral correspondiente según lado.



Fig 4.2. Aspecto de la base



Fig 4.3. Aspecto de los tornillos fijadores

Sobre las bases se ubicaban los correspondientes muñones simulando un puente de tres piezas con dos pilares y un pónico intermedio (Figs 4.4 y 4.5).



Fig 4.4. Aspecto de la base y los muñones

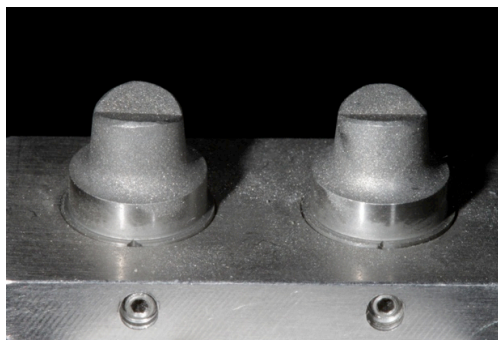


Fig 4.5. Vista de la base con los muñones en posición

Todas las probetas fueron chorreadas con partículas de óxido de aluminio de 100 µm para eliminar los brillos de la superficie de los muñones y facilitar el escaneado de las mismas.

4.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

La distribución de las probetas se realizó de forma aleatoria, creándose cinco grupos de veinte especímenes cada uno. Para la codificación de cada probeta se empleó una letra y un número, indicando la letra el grupo de pertenencia, y el número el orden dentro de cada conjunto. Así los grupos formados fueron:

- Grupo MC: Puentes de Metal Cerámica (grupo control)
- Grupo L: Puentes de Lava Zirconia. (3M ESPE, Seefeld, Alemania)
- Grupo LM: Puentes de Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Alemania)
- Grupo YZ: Puentes de VITA In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania)
- Grupo ZZ: Puentes de IPS e-max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Cada grupo fue a su vez dividido de forma aleatoria en dos subgrupos de 10 especímenes cada uno (n=10), según el tipo de ensayo mecánico que se iba a realizar:

- A) Carga estática
- B) Termociclado y carga cíclica

4.3. CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES

4.3.1. CONFECCIÓN DE LOS PUENTES LAVA ZIRCONIA

La confección de los puentes comenzaba con el escaneado de los muñones de acero mediante el Lava Scan (3M ESPE), que se conectaba a un PC con su monitor que contenía el software para el diseño de la estructura, el Lava System 3.01 (CAD) para Windows® donde se generaba un modelo virtual tridimensional. Se procedió luego al diseño de la estructura mediante el software Lava CAD. El programa estableció la localización del margen de la restauración y la determinación del

eje de inserción. El siguiente paso fue la selección del espesor de las cofias, siendo el valor empleado en el estudio de 0,5 mm. A continuación, se generaba el espacio de alivio para el cemento siendo el seleccionado para el presente trabajo de 50 μm .

Después se seleccionaba la pieza pónico de la biblioteca virtual del programa, almacenando el pónico individualizado seleccionado para usos posteriores. Tras ello, el programa unió las tres piezas mediante los conectores, empleándose el tamaño estándar de 9,01 mm^2

Posteriormente se seleccionó el bloque de óxido de circonio presinterizado adecuado, asignándole al código de barras del bloque los datos específicos del diseño, y procediendo a su inserción en la unidad de fresado, Lava Form (3M ESPE). Para compensar la contracción de sinterización que sufre el óxido de circonio, la estructura se fresó con una magnificación del 20 %. Posteriormente se introdujo la estructura en el horno Lava Therm (3M ESPE) donde se realizó la sinterización a 1500 °C. Una vez finalizado el proceso, la estructura alcanzó las dimensiones exactas.

Finalmente, se llevó a cabo la colocación de la cerámica de revestimiento Lava Ceram (3M ESPE), mediante la técnica convencional de capas y se realizaron las cocciones correspondientes siguiendo las instrucciones del fabricante en el horno Programat P500 (Ivoclar Vivadent). Se aplicó en primer lugar el Liner y la cocción se realizó a 820°C de temperatura. Después aplicó una primera capa de dentina y se coció a 810°C, la segunda capa de dentina y el incisal se cocieron a 800°C, y finalmente se realizó el glaseado sometiéndose a cocción a 790°C. El espesor total de la cerámica de revestimiento fue de 0,4 mm a nivel de las paredes axiales y de 2 mm a nivel de las caras oclusales.

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar los veinte puentes Lava Zirconia requeridos para la realización de esta investigación; siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos. (Fig 4.6). La confección de todos los puentes de Lava Zirconia, corrió a cargo del laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A. (Madrid).



Fig 4.6. Secuencia de confección de un puente Lava Zirconia

4.3.2. CONFECCIÓN DE LOS PUENTES VITA IN-CERAM YZ

El proceso de confección de los puentes comenzó con la digitalización de la superficie de los muñones con el escáner óptico inEos (Sirona, Bensheim, Alemania), conectado a un PC con el software para el diseño de las estructuras. Una vez completada la lectura digital de los dos muñones y el espacio edéntulo, con el CAD Framework 3D software (Sirona inLab System; Sirona), entorno Windows, se procedió al diseño de la estructura. Tras evaluar la imagen digital, se delimitó la línea de terminación en ambos muñones y diseñó la estructura, siendo el grosor

determinado de 0,5 mm, y el espacio generado para el agente cementante de 50 μm , Posteriormente se procedió a la selección de la pieza pónico y a la configuración de los elementos de unión entre las cofias de 9 mm²

Concluido el diseño por ordenador, se realizó la selección del bloque VITA In-Ceram YZ-CUBES (VITA Zahnfabrik) para InLab (Sirona) que por su tamaño más se adecuara a las necesidades del estudio, optando por el bloque YZ-40/19. El bloque presinterizado de circona se insertó en la unidad de tallado inLab (Sirona) para la confección de la estructura que fue fresada con una magnificación del 20-25 % para compensar la contracción que sufre la circona durante la sinterización. Finalizada la fase de fresado, la estructura se introdujo en un horno VITA ZYRCOMAT (VITA Zahnfabrik) para realizar la sinterización durante ocho horas, a 1530 °C, tras la cual se obtuvo la estructura de alta densidad de circona con su tamaño original.

A continuación, se aplicó la porcelana de recubrimiento VITA VM9 (VITA Zahnfabrik) mediante la técnica convencional de capas. Su coeficiente de expansión térmica (CET) $9,0-9,2 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ a 25-500°C, está adaptado al material del núcleo (CET 25-500°C de $10,5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$). La estratificación comenzó con el pincelado de la estructura con una capa muy fina del VITA VM9 EFFECT BONDER y se procedió a su cocción a 980°C. Se realizó posteriormente la aplicación de VITA VM9 BASE DENTINE en dos capas, la primera cocida a 910°C y la segunda a 900°C. La masa esmalte, VITA VM9 ENAMEL ENL, fue cocida a 900°C al igual que el glaseado final. El espesor total de la cerámica de revestimiento fue de 0,8 mm a nivel de la cara oclusal y de 0,5 mm a nivel de las paredes axiales.

El proceso descrito fue repetido, por el mismo operador en el laboratorio Cerámica Dental Poveda S.L. (Madrid), con cada una de las veinte probetas del grupo YZ (Fig. 4.7), obteniéndose los veinte puentes necesarios para el presente estudio.



Fig 4.7. Aspecto de la estructura y la aplicación de la cerámica de recubrimiento en un puente VITA In-Ceram YZ.

4.3.3 CONFECCIÓN DE LOS PUENTES IPS e-max ZirCAD

La sistemática para la confección de los puentes de IPS emax ZirCAD (Ivoclar Vivadent) es igual a la descrita en el apartado anterior para el sistema VITA InCeram YZ, empleándose para el escaneado, diseño y mecanización de estos puentes el sistema InLab (Sirona): Unidad de escaneado InEos, (escáner óptico) y unidad de fresado inLab. El grosor determinado de la estructura fue de 0,5 mm, y el espacio generado para el agente cementante de 50 μ . El tamaño de los conectores fue 9 mm²

Para el recubrimiento cerámico de las estructuras, se empleó la cerámica IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent) (cerámica a base de nano-fluor-apatita), mediante la técnica de estratificación de masas de cerámica. Para ello, se limpió la estructura con chorro de vapor para descontaminar la superficie y se aplicaba una capa de 0.1 mm IPS e-max Ceram ZirLiner cubriendo toda la superficie de la estructura y se procedió a la cocción de esta capa a 960 °C. Posteriormente se aplicaron las masas de dentina y esmalte que se sometieron a cocción a 750 °C y por último se realiza la cocción de maquillaje y glaseado a 725 °C.

El proceso descrito fue repetido, por el mismo operador en el laboratorio Cerámica Dental Poveda S.L. (Madrid), con cada una de las veinte probetas del grupo IPS emax ZirCAD (Fig 4.8), obteniéndose los veinte puentes necesarios para el presente estudio.



Fig 4.8. Aspecto de la estructura y la aplicación de la cerámica de recubrimiento de un puente IPS emax Zir CAD

4.3.4 .CONFECCIÓN DE LOS PUENTES LAVA PLUS

El sistema Lava Plus (3M ESPE) se compone de circona tetragonal policristalina parcialmente estabilizada con óxido de itrio (3%).

- Características físicas:
 - Densidad: 6.08 g/cm³
 - Resistencia a la flexión: >1100 MPa.
 - Tenacidad a la fractura: 5-10 MPa m^{1/2}.
 - Módulo elástico: > 210 GPa.
 - Coeficiente de expansión térmica: 10⁻⁶/K: 10.5
 - Tamaño de grano: 0.4µm.
 - Dureza Vickers (HV 10): >1200.
 - Solubilidad: <0.01 µg/cm²
 - T^{ra} sinterización: 1450 °C

La sistemática para la confección de los puentes de Lava Plus (3M ESPE) es igual a la descrita en el apartado anterior para el sistema Lava Zirconia.

Todos los pasos realizados para el escaneado, diseño y fresado son idénticos. La diferencia está en el diseño, ya que en el sistema Lava Plus, no se diseña la estructura del puente, sino el puente con la morfología final, pues al ser una circona monolítica no se realiza la aplicación de la porcelana de recubrimiento. El espacio de alivio para el cemento fue de 50 µm y el tamaño de los conectores de 9 mm².

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar los veinte puentes Lava Plus requeridos para la realización de esta investigación; siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos (Fig 4.9). La confección de todos los puentes de Lava Plus, corrió a cargo del laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A. (Madrid).

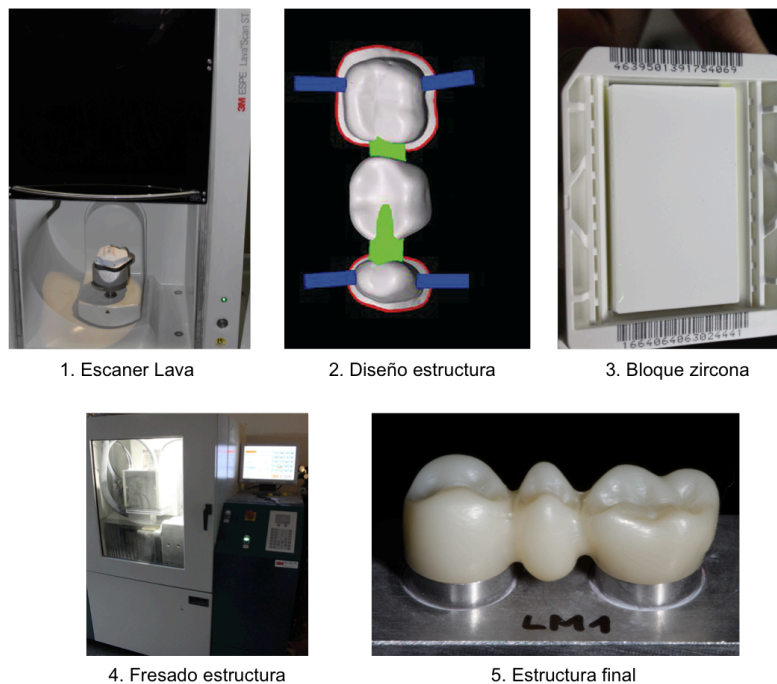


Fig 4.9. Secuencia de confección de un puente Lava Plus

4.3.5 CONFECCIÓN DE LOS PUENTES METAL-CERÁMICA

Para la confección de los puentes metal-cerámica, se realizó en primer lugar el encerado de la infraestructura metálica. Se empleó un revestimiento de fosfato libre de grafito (Vestofix; DFS Diamond GMBH, Riedenburg, Alemania). El cilindro se introdujo en el horno de precalentamiento con una velocidad de calentamiento de 2-5°C/minuto. La temperatura de calentamiento era 900-950 °C.

La aleación empleada fue Ugirex C (UginDentaire, Francia), cuyas características técnicas son:

- Densidad: 8.6 g/cm³.
- Intervalo Fusión: 1210-1379 °C.
- Dureza: 290-300 HV 10.
- Carga de ruptura: 590-600 MPa

La composición química de la misma es la siguiente: Co: 62%; Cr: 31%; Mo: 4%; Si: 2.2%; y trazas de Fe, Mn y W.

Para el colado se empleó la máquina de colar Jelrus Infinity L30 (Whip Mix; Dortmund, Alemania) de vacío-presión con calentamiento por inducción.

Tras el colado de las estructuras se aplicó la porcelana de recubrimiento: Omega 900 (Vita Zahnfabrik). En primer lugar se aplicaba el opaquer que se sometió a cocción a 910°C. Se procedió luego a la aplicación de las capas de porcelana correspondientes a dentina e incisal, realizándose la cocción a 910°C. Finalmente se realizó el glaseado a 915°C (Fig 4.10)

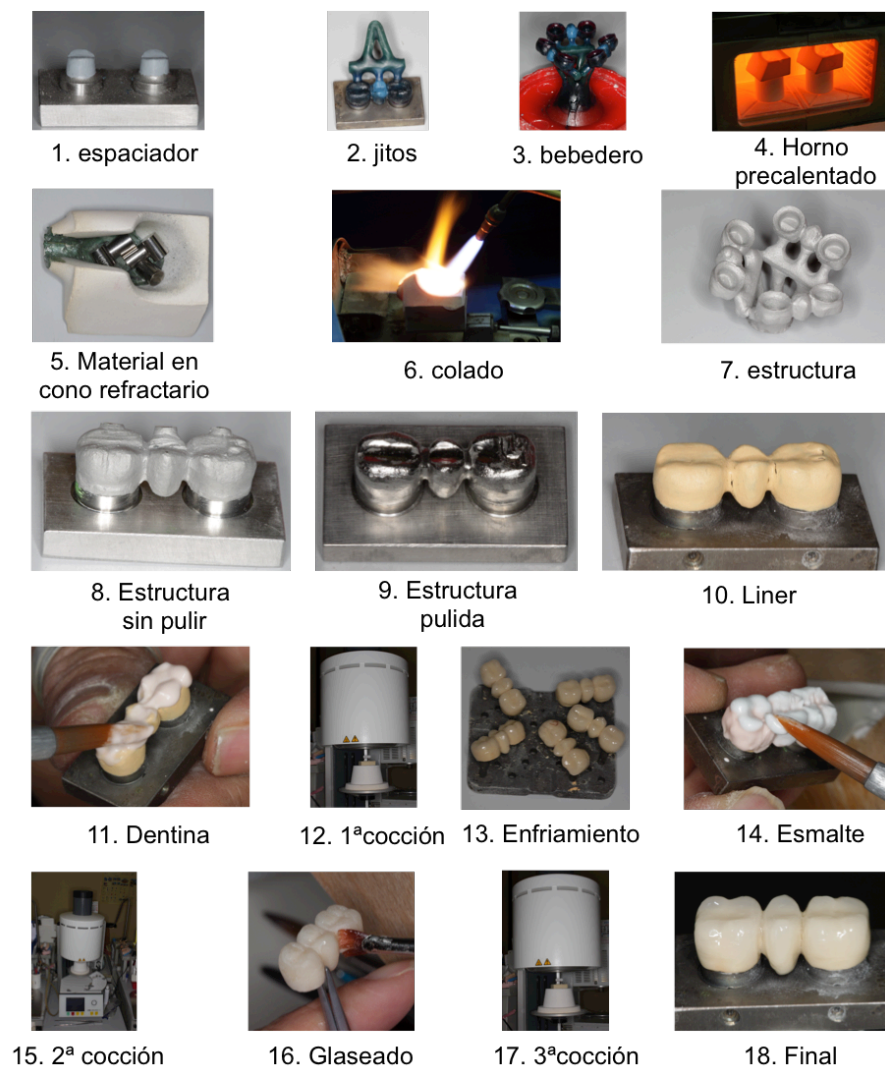


Fig 4.10. Secuencia de confección de un puente metal-cerámica .

4.4. CEMENTADO

Una vez confeccionadas todas las restauraciones, se procedió al cementado de las mismas sobre sus correspondientes muñones. Todos los puentes fueron cementados por el mismo operador en condiciones ambientales similares (temperatura de 18-24 °C y humedad relativa del 50%).

El agente cementante empleado fue un cemento de vidrio ionómero en su presentación para mezcla manual (Ketac Cem® EasyMix; 3M-ESPE), que se mezcló siguiendo las instrucciones del fabricante para conseguir la consistencia ideal. Las cantidades de polvo y líquido, fueron siempre las mismas, así como el tiempo de espatulado (Fig 4.11).

El agente cementante se aplicó con un pincel de pelo de marta sobre las paredes axiales de las preparaciones.⁴² Una vez aplicado el cemento sobre las paredes axiales, se ubicaba el puente en posición mediante presión digital que se mantuvo bajo una fuerza constante de 10 N durante diez minutos, para lo cual se utilizó una llave dinamométrica (USAG 820/70; SWK Utensilerie SRL, Milán, Italia)



Fig 4.11. Agente cementante Ketac Cem Easymix

4.5. EVALUACIÓN DE LA MICROESTRUCTURA Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS CIRCONAS EMPLEADAS EN EL ESTUDIO

Como paso previo al ensayo mecánico planteado en el presente estudio se procedió al análisis de las circonas seleccionadas de diferentes empresas para comprobar que sus características eran similares y por lo tanto que los resultados del estudio podrían ser comparables. El análisis fue desarrollado en el Instituto de Ciencia de los Materiales de Madrid (ICMM) del Consejo Superior de Investigaciones Científicas por el Dr. D. J Bartolomé

Los objetivos planteados son los siguientes:

1. Análisis microestructural de los núcleos de óxido de circonio
2. Análisis de las propiedades mecánicas:
 - A. Dureza y tenacidad mediante el método de indentación
 - B. Resistencia a la fractura mediante ensayos de flexión biaxial

Los materiales de zircona comerciales a evaluar fueron:

- Lava Zirconia (3M ESPE)
- Lava Plus (3M ESPE)
- VITA InCeram YZ (VITA Zahnfabrik)
- IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent). (Fig 4.11)



Fig 4.11. Bloque de IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent)

4.5.1. ESTUDIO MICROESTRUCTURAL

Se confeccionaron probetas planoparalelas con un espesor de 1.8mm a partir de bloques de circona presinterizados de las diferentes casas comerciales (Fig 4.12), mediante una microcortadora metalográfica de precisión (MICROMET; Remet, Bolonia, Italia) con disco de diamante. (Fig 4.13)

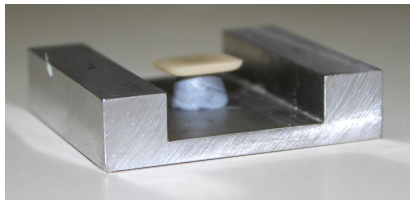


Fig 4.12. Probeta con la muestra



Fig 4.13. Microcortadora metalográfica

Estas muestras, una vez cortadas fueron sinterizadas de acuerdo a los ciclos establecidos por cada fabricante en sus hornos. Una vez sinterizadas, las muestras se trataron térmicamente según los ciclos de cocción que se utilizan para las cerámicas de recubrimiento, según establece cada casa comercial.

Las muestras fueron embutidas en resina epoxi (EpoMet; Buehler, Dusseldorf, Alemania) y pulidas hasta 1 micra mediante una pulidora automática (Phoenix Beta; Buehler) utilizando diferentes suspensiones de diamante (Fig 4.14). Posteriormente fueron atacadas térmicamente a 1300 °C durante 30 minutos. Las probetas pulidas se analizaron mediante microscopía electrónica de barrido con cátodo de emisión de campo de bajo vacío (FE-SEM, Nova NanoSEM 230; FEI, Eindhoven, Holanda) (Fig 4.15). El tamaño medio de grano se calculó mediante el método de intersección lineal sobre micrografías representativas.

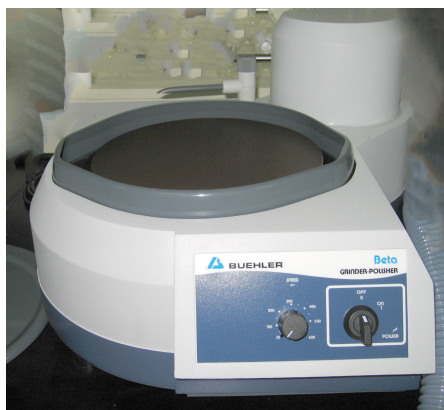


Fig 4.14. Pulidora (Phoenix Beta; Buehler)



Fig 4.15 Microscopio electrónico de barrido

4.5.2. ESTUDIO DE PROPIEDADES MECÁNICAS: DUREZA Y TENACIDAD

Se calculó la dureza y la tenacidad mediante el método de indentación Vickers sobre superficies pulidas de los materiales. Para el cálculo de la dureza se utilizó una carga de 1 Kg y para el cálculo de la tenacidad 50 Kg con el objeto de que se formaran grietas con un tamaño lo suficientemente grande para aplicar la formula de Miranzo y cols.⁵³

El indentador usado para la obtención de las medidas de dureza fue LM 100-A (Leco, Milán, Italia). Para cada muestra, se realizaron 30 indentaciones, por lo tanto se midieron las longitudes de 60 diagonales para obtener una buena media de valores representativos de la dureza y tenacidad del material. Para la medición de las grietas generadas con 50 Kg se utilizó un microscopio óptico de luz reflejada (Leica DMRM; Leica, Wetzlar, Alemania) con cuatro objetivos de aumentos 5x, 10x, 20x y 50x que tiene acoplada una cámara de video para la captura de imágenes (Fig 4.16).

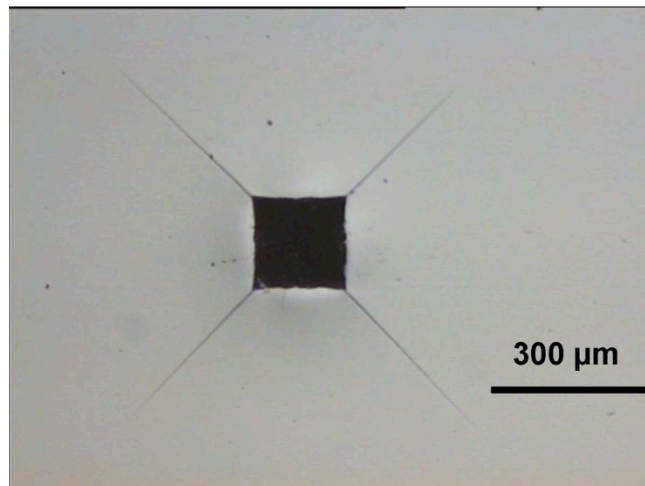


Fig 4.16. Micrografía óptica donde se muestra una huella de indentación en la muestra Lava Zirconia realizada con 50 Kg de carga

En el caso de las muestras indentadas con una carga de 1 Kg se caracterizaron mediante microscopía electrónica de barrido (Phenom™ G2 pro SEM 5 Kv; Phenom-World, Eindhoven, Holanda) (Fig 4.17).

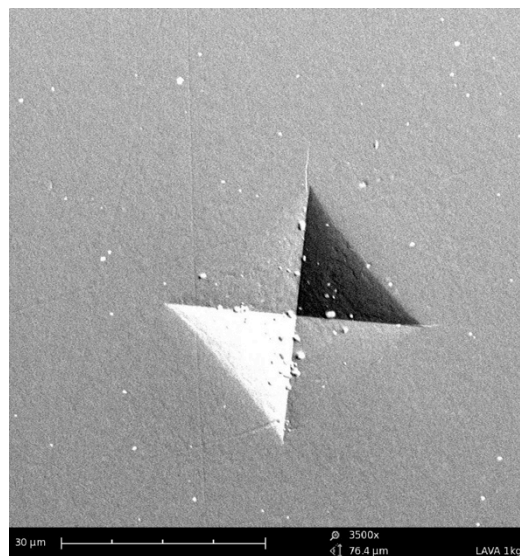


Fig 4.17. Micrografía de microscopía de barrido donde se muestra una huella de indentación en la muestra Lava Zirconia realizada con 1 Kg de carga

4.5.3. RESISTENCIA A FLEXIÓN BIAxIAL

Los ensayos mecánicos de resistencia a la flexión biaxial se realizaron a temperatura ambiente en aire en una máquina de ensayo universal (Shimadzu AG-x series; Shimadzu, Kyoto, Japón), equipada con una célula de carga de 5 kN de fuerza máxima, de acuerdo con los estándares internacionales (ISO 6872).² Las muestras sinterizadas y sometidas a los ciclos de cocción especificados por el fabricante, con un espesor aproximado de 1.2 mm se situaban de manera concéntrica sobre tres bolas de acero de diámetro 3.2 mm, situadas a 120° en una circunferencia de 10 mm de diámetro. Las probetas se cargaron con un estilete plano de 1.2 mm de diámetro a una velocidad de aplicación de carga constante de 1 mm/min, hasta la fractura (Fig 4.18).



Fig 4.18. Máquina de ensayos mecánicos Shimadzu, equipada con una célula de carga de 5 kN y dispositivo de ensayo biaxial según norma ISO 6872.

4.6.TERMOCICLADO Y CARGA CÍCLICA

La fase de termociclado y carga cíclica fue realizada en la mitad de las probetas de cada uno de los grupos objeto del estudio (n=10)

4.6.1. CONFECCION DE LA BASE PARA POSICIONAR LAS MUESTRAS

Se confeccionó una base cilíndrica en plástico duro en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.), para posicionar las probetas.

Las dimensiones de la base cilíndrica son un diámetro interior que corresponde al espacio del cilindro donde va a ir la muestra de 3,5 cm, un diámetro exterior de 4,5 cm, y la altura es de 2,9 cm. El espacio fue suficiente para albergar en su interior la base metálica de acero inoxidable de las probetas.

Como complemento a la base plástica se añadió un vástago de acero inoxidable que traspasaba el cilindro de un lado a otro y tenía la función de actuar como fijador mecánico (Fig 4.19).



Fig 4.19. Aspecto de la base y el vástago de acero.

A continuación se procedió a preparar la base plástica para poder posicionar la probeta. Para ello se empleó una silicona de adición (Virtual; Ivoclar Vivadent) que ocupaba la zona central del

interior del cilindro plástico y sobre la que se posicionaba la probeta que quedaba a la altura del borde del cilindro plástico. Seguidamente se marcaron unas líneas con rotulador indeleble conformando una cuadrícula para tener una referencia para posicionar la probeta.

Una vez preparada la base, se posicionaba la probeta que se unía a la base de silicona mediante un adhesivo de cianoacrilato (Loctite Super Glue 3; Henkel Ibérica, Barcelona) evitando que se moviese de la posición marcada.

Al finalizar el posicionamiento se preparó la resina de modelos Exacto-Form (Bredent; Senden, Alemania), resina de dos componentes a base de Poliuretano (PU). Se mezclaron los componentes en una proporción 1:1 hasta conseguir una mezcla homogénea. Se vertió en el interior de las bases plásticas hasta llegar a la misma altura del borde superior de la base metálica de la probeta embutiendo así la misma. (Fig 4.20) El tiempo de espera hasta que el material polimerizase correctamente fue de 90 minutos.

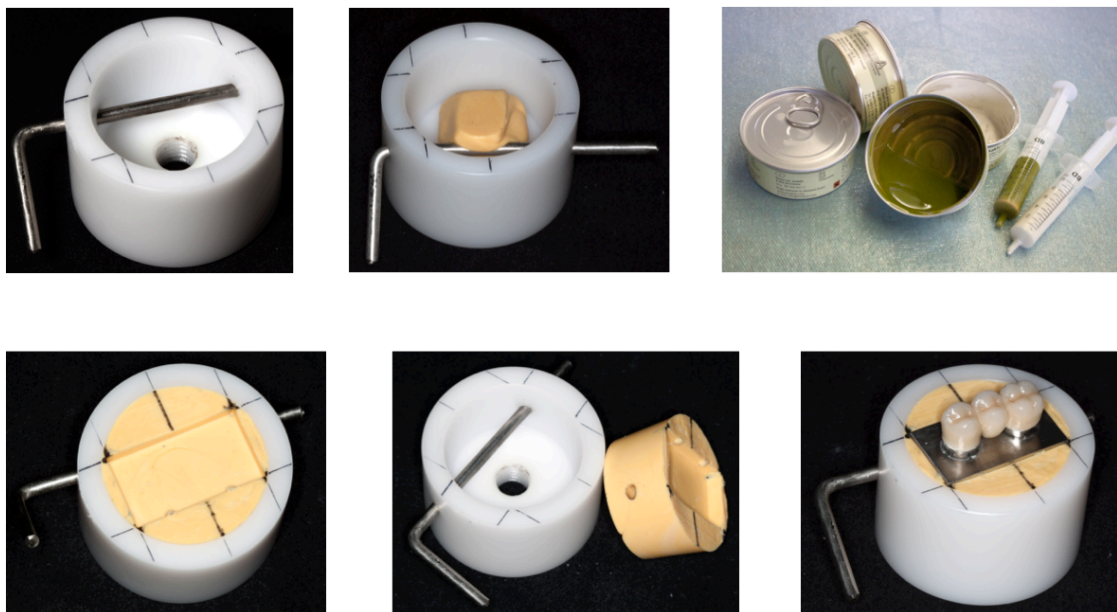


Fig 4.20. Secuencia de la preparación de la base para posicionar la probeta.

4.6.2 INSTRUMENTOS PARA LAS PRUEBAS DE TERMOCICLADO Y CARGA CÍCLICA

La fase de termociclado y carga cíclica se realizó en la Facultad de Odontología de la Universidad de Valencia.

MASTICADORA:

Para la carga cíclica se empleó un simulador de masticación (Chewing Simulator CS-4.2 economy line; SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Westerham, Alemania) (Fig 4.21).

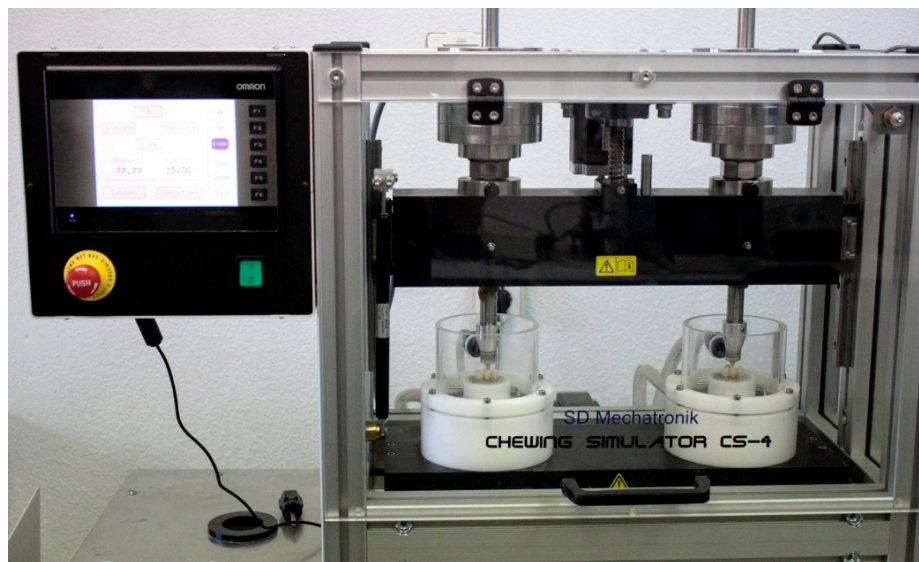


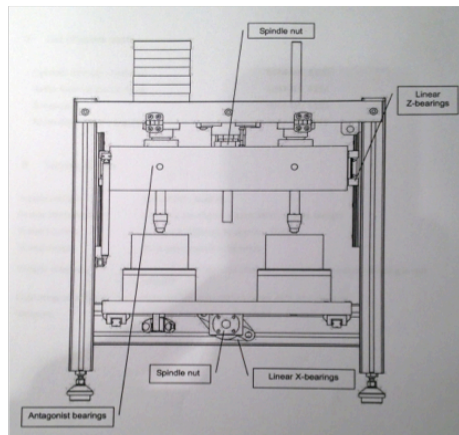
Fig 4.21. Simulador de masticación Chewing Simulator CS-4.2

La máquina se compone de:

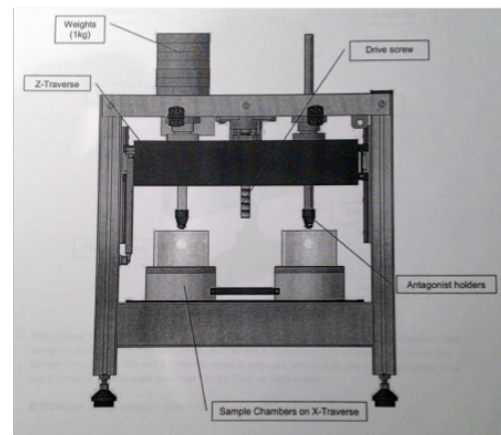
-Dos ejes accionados por un motor que simulan diferentes patrones de movimiento. Uno de los ejes mueve la mesa sobre la que se montan las cámaras de muestra. El segundo eje se levanta y se hunde y está provisto de unas pesas (de 1kg cada una). De este eje horizontal salen dos vástagos donde se colocarán en la parte superior las pesas y en la parte inferior el puntero

empujador de acero con forma cónica y acabado en punta redondeada, siendo este elemento el antagonista utilizado para aplicar la carga sobre la muestra (Fig 4.22).

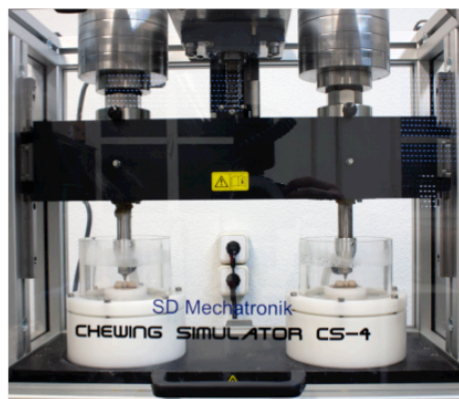
- Un PC incorporado en la máquina y un software de control que controla y registra los datos.



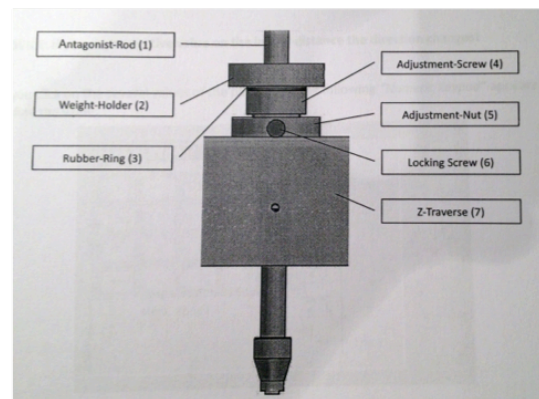
Esquema masticadora



Esquema masticadora



Masticadora



Esquema brazo/puntero



Detalle



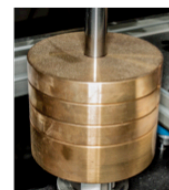
Puntero



Puntas metálicas



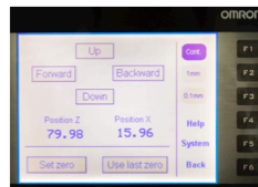
Detalle



Pesas



Ordenador anexo



Pantalla ordenador



Pantalla ordenador

Fig 4.22. Detalle del simulador de masticación

Las probetas se posicionaron en la cámara de muestra, se ajustó el empujador y se procedió a programar la máquina para empezar con las cargas. En el presente estudio se realizó una carga vertical con un movimiento vertical de 2,5 mm y una velocidad de 60 mm/s. Las cargas se aplicaron en el centro del pónico, a la misma distancia de cada uno de los pilares. Se realizaron 120.000 ciclos correspondientes a 6 meses de masticación.

TERMOCICLADO:

Se empleó una maquina de termociclado (Thermocycling TC-3; SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Westerham, Alemania) (Fig 4.23). Este dispositivo se acopla a la masticadora de tal forma que puedan funcionar al mismo tiempo aunque con sistemas independientes.



Fig 4.23. Aspecto de la máquina de termociclado

La máquina consta de un tanque refrigerador del agua que actúa como filtro. El agua debe ser destilada y se distribuye a la cámara de muestra a través de unos tubos de plástico flexibles. En

este proceso el agua llega a un tanque dividido en dos piscinas de pequeño tamaño. Una de las piscinas esta provista de una resistencia que calienta el agua hasta la temperatura programada y la otra piscina es de agua refrigerada. Del tanque salen unos tubos que finalizan en las cámaras de muestra para llenar de agua caliente y fría alternativamente los recipientes donde estarán las muestras, sumergiéndolas por completo en cada uno de los ciclos de termociclado (Fig 4.24).

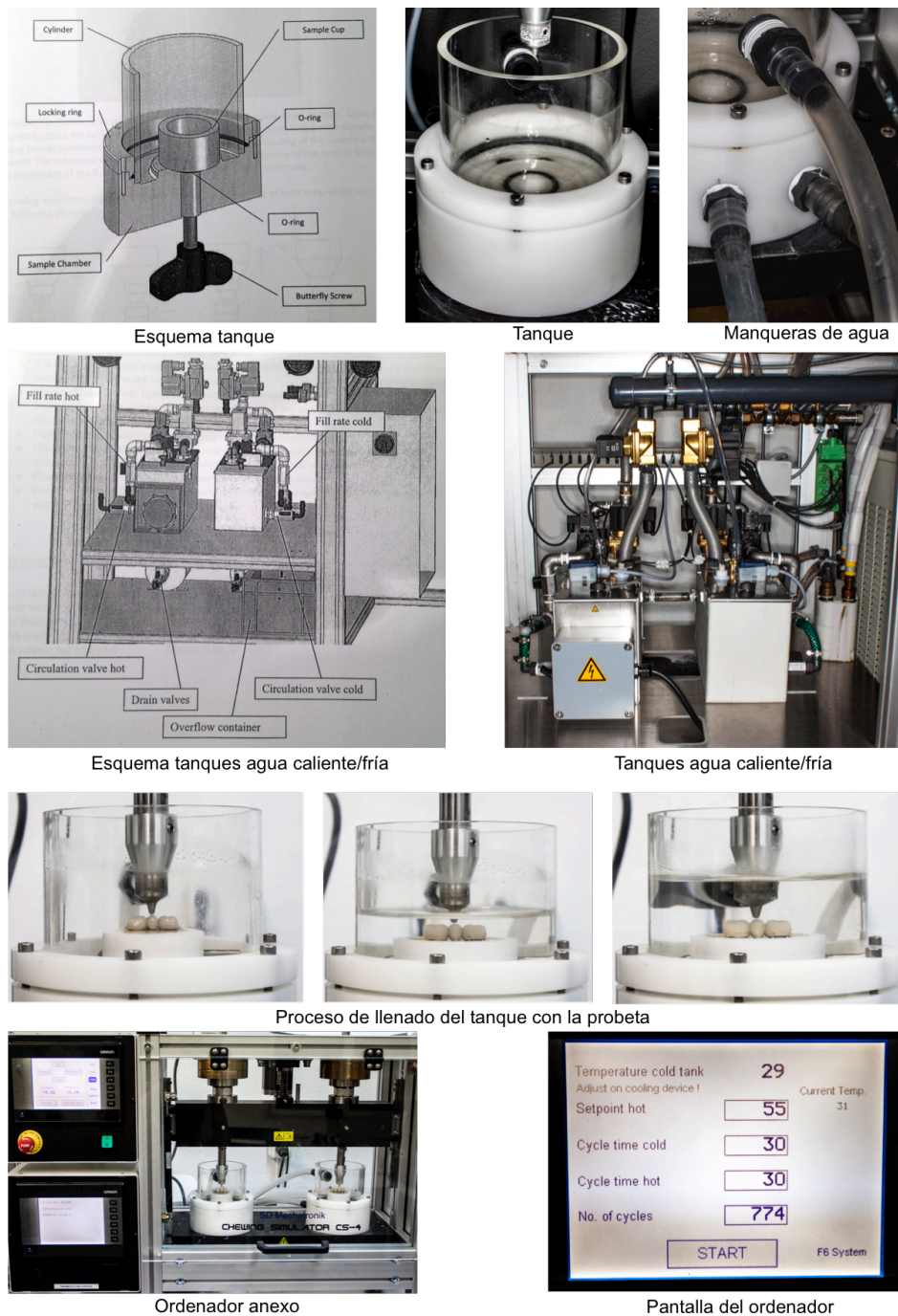


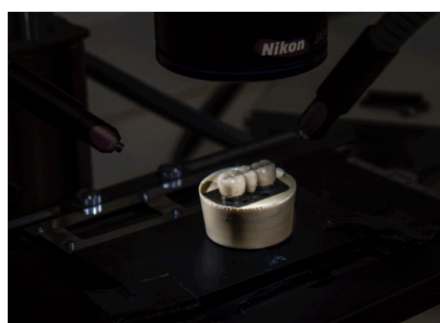
Fig 4.24. Aspecto en detalle de la termocicladora TC-3

Se programó una temperatura mínima de 5°C y una máxima de 55°C. El tiempo de cada ciclo fue de 30 s. El tiempo de vaciado de las cámaras en el cambio de ciclo fue de 12 s para ambos. Llegando a realizarse un total de 774 ciclos por cada muestra en el mismo tiempo que se completaban los 120.000 ciclos de la masticadora. La duración de cada prueba completa fue de 18 h (43 ciclos/h en el termociclado y 6.550 ciclos/h en la masticadora).

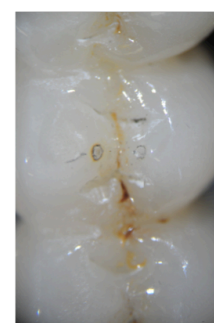
Se comprobó tras el termociclado y la carga cíclica cada una de las probetas mediante un microscopio óptico fotografiando cada una de las probetas para verificar que en la prueba no se produjera ningún tipo de fractura en la cerámica de recubrimiento (Fig 4.25).



Microscopio Nikon SMZ-10A



Muestra posicionada



Detalle macro de la muestra

Fig 4.25. Examen al microscopio óptico de las probetas

4.7. ENSAYO DE FLEXIÓN

4.7.1 CONFECCIÓN DE LA PLETINA

Se confeccionó una pletina en acero inoxidable en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.), para posicionar las probetas.

Las dimensiones de la pletina son 6x6 cm de ancho y una altura de 7 mm, que poseía en el centro un hueco para alojar la base de las probetas (Fig 4.26).

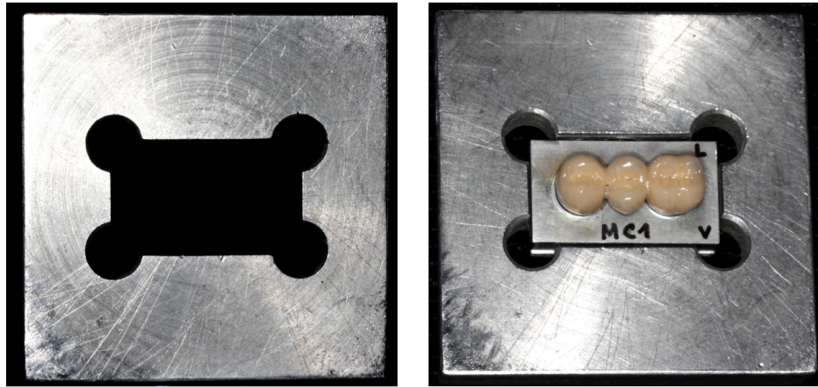


Fig 4.26. Imagen de la pletina

4.7.2 CONFECCIÓN DEL EMPUJADOR

Se confeccionó un empujador cónico con acabado final en la punta redondeado, fabricado en acero templado (Fig 4.27), en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.).

El empujador era adaptable a la máquina universal de ensayo de compresión (Servosis) que se iba a utilizar para el experimento.



Fig 4.27. Imagen del empujador

4.7.3 INSTRUMENTO PARA PRUEBAS MECÁNICAS

La carga de las probetas se realizó en el Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas (CENIM, CSIC).

Se realizó un ensayo por carga en tres puntos, que consistía en aplicar la carga en un punto equidistante de los dos puntos sobre los que se apoyan las probetas.

Se empleó la máquina universal de ensayo electromecánico (ME 405/10; SERVOSIS S.A, Pinto, España). Esta es una máquina para ensayos de tracción/compresión/flexión, que se compone de:

- Un cuerpo que realiza el ensayo mecánico que consta de: bancada, columnas laterales, puente superior, puente inferior, célula de carga, mordazas. Se empleó como utillaje un plato de compresión circular con distintos diámetros, con centrador (Fig 4.28).
- Un equipo de medida y control, conformado por un PC y software de control PCD2K, conectado al anterior, que registra los datos (Fig 4.29).

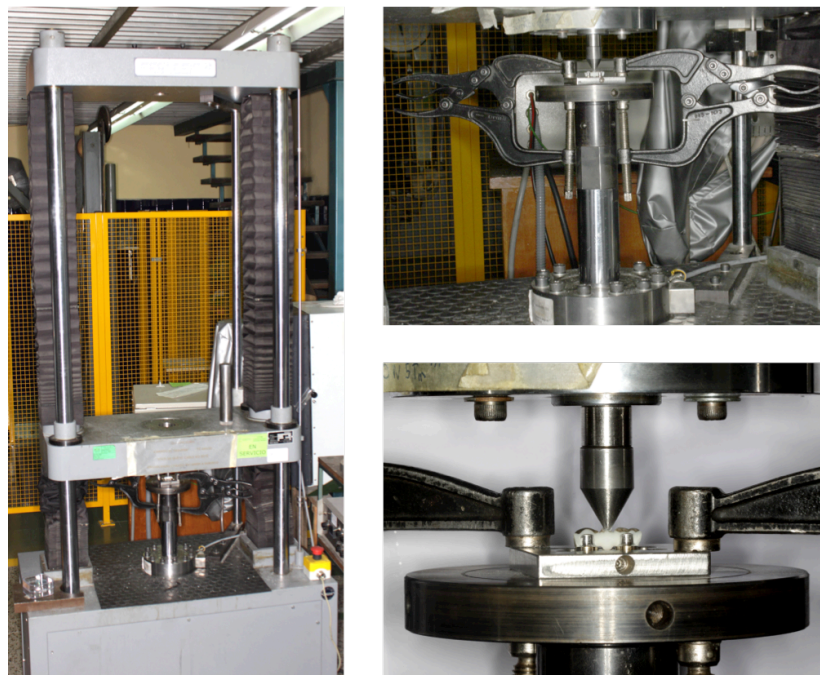


Fig 4.28. Unidad para el ensayo mecánico

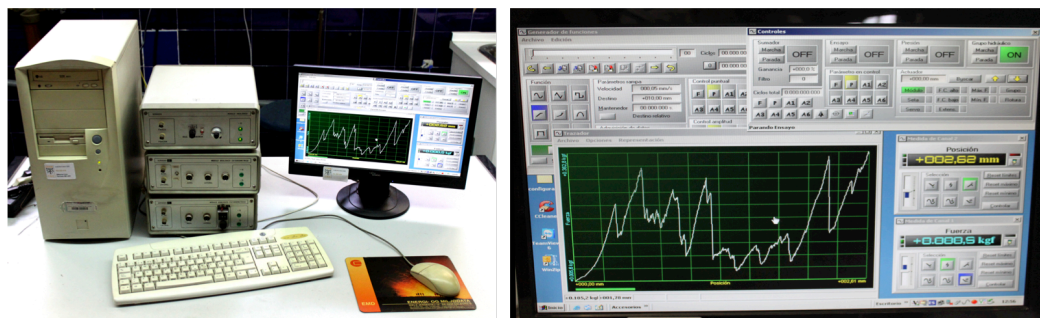


Fig 4.29. Unidad de registro de datos

La célula de carga utilizada para este ensayo fue de 10 Tm, con una celda de 2.000 Kg, y un fondo de escala de 1/5 y la velocidad de avance del puntero que realiza la carga fue de 1 mm/minuto.

4.7.4. CARGA

La carga se aplicó de forma vertical y en el centro del pónico, a la misma distancia de cada uno de los pilares, para conseguir un ensayo de flexión lo más puro posible (Fig 4.30).

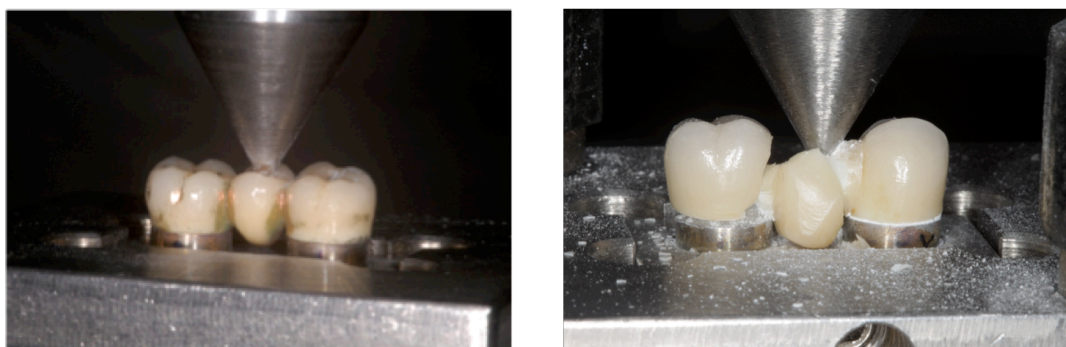


Fig 4.30. Carga de las probetas

Las probetas se cargaron hasta notar el primer salto en la gráfica que indicaba que el empujador dejaba de encontrar resistencia por fractura de la cerámica de recubrimiento y se siguieron cargando hasta la fractura total de los puentes, definida como el momento en que ocurría una disminución drástica de la gráfica, junto con la evidencia de la fractura visiblemente (Fig 4.31).

Los resultados fueron recogidos por el ordenador, y mediante un programa informático, se obtuvieron las curvas de tensión/deformación.

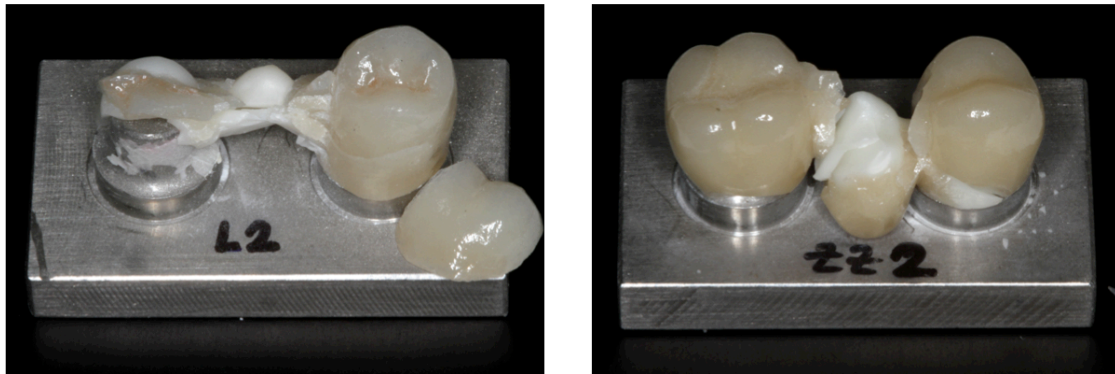


Fig 4.31. Fractura total de la probeta L2 y ZZ2.

El análisis de la resistencia a la fractura se realizó en los 20 puentes de cada uno de los grupos, de los cuales 10 fueron sometidos a carga estática y los otros 10, fueron sometidos previamente al ensayo de flexión a termociclado y carga cíclica. Se registraron los valores de resistencia a la fractura, expresados en kilogramos/fuerza o kilopondios (unidad del sistema técnico de unidades), tanto de la cerámica de recubrimiento como de la fractura total de las restauraciones.

Previo el análisis de los datos registrados se realizó la transformación de las medidas en Kg/f a Newton (N), por ser la unidad mas empleada en los estudios revisados. Para ello, se multiplicaron los resultados obtenidos por 9,8, ya que el Newton se define como la fuerza que actúa sobre un kilogramo-masa y le proporciona una aceleración de un metro por segundo al cuadrado ($N = Kg \times m/s^2$).

4.8. TRATAMIENTO DE LOS DATOS

Para proceder al estudio estadístico de los resultados del presente estudio “in vitro” se asignaron a cada grupo el valor promedio de las mediciones de resistencia a la fractura, tanto parcial o de la cerámica de recubrimiento, como total.

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una hoja de cálculo Microsoft® Excel 2000, que contenía las mediciones de las veinte restauraciones realizadas en cada grupo.

Se realizaron los siguientes análisis:

- Estadística descriptiva de todas las variables
- Estadística inferencial

Para la comprobación del ajuste a la normalidad de las variables se empleó el Test de Shapiro-Wilk. Dado el ajuste a la normalidad de las variables del estudio los test paramétricos utilizados fueron: .

- Test de ANOVA unifactorial para realizar las comparaciones entre los materiales analizados
- Test de ANOVA bifactorial para realizar las comparaciones cuando se evaluaba el material y el tipo de carga efectuado
- Test de Tukey para realizar las comparaciones múltiples entre los materiales empleados cuando el test de ANOVA demostró resultados con diferencias significativas.

-Test de la t de Student para la comparación de los resultados de resistencia a la fractura dentro de cada material según el tipo de carga efectuado

El análisis estadístico de todas las variables se realizó con el programa informático SPSS 22 (SPSS Inc, Chicago EEUU), en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid. El nivel de significación se estableció para valores de $P \leq .05$.

5. RESULTADOS

Las variables planteadas en el presente estudio fueron las siguientes (Tabla 1):

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORÍAS
Material	Independiente	Cualitativa nominal	Metal-cerámica Lava™ All Ceramic System VITA In-Ceram YZ IPS e.max ZirCAD Lava Plus
Tipo de carga	Independiente	Cualitativa nominal	Estática Termociclado y carga cíclica
Tipo de fractura	Dependiente	Cuantitativa continua	Total Parcial
Resistencia a la Fractura	Dependiente	Cuantitativa continua	

Tabla 1. Variables del estudio

La exposición de los resultados del presente estudio para su adecuada estructuración y comprensión se dividirá en los siguientes apartados:

1. Evaluación de la microestructura y propiedades mecánicas de las circonas empleadas en el estudio.
2. Resistencia a la fractura, tanto de la cerámica de recubrimiento como total, de los distintos grupos cuando se realizó en ensayo mecánico mediante carga estática
3. Resistencia a la fractura, tanto de la cerámica de recubrimiento como total, de los diferentes grupos cuando se realizó el ensayo mecánico sometiendo a los especímenes a termociclado y carga cíclica.
4. Análisis comparativo de los dos tipos de ensayos mecánicos realizados para la fractura de la cerámica de recubrimiento, y la fractura total, entre todos los grupos y dentro de cada grupo.

5.1. EVALUACIÓN DE LA MICROESTRUCTURA Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS CIRCONAS EMPLEADAS EN EL ESTUDIO

5.1.1. ESTUDIO MICROESTRUCTURAL

5.1.1.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

En la Tabla 2 se observan los valores medios de tamaño de grano de los diferentes materiales analizados.

Material	Tamaño medio de grano (μm)
Lava Zirconia	0.82
VITA In-Ceram YZ	0.72
IPS Emax ZirCAD	0.75
Lava Plus	0.65

Tabla 2. Valores medios de grano de los materiales de circonas

El tamaño de grano es similar en los grupos objeto del estudio con excepción del grupo Lava Plus en que el tamaño de grano era ligeramente inferior al resto de las circonas (Figs 5.1, 5.2, 5.3 y 5.4).

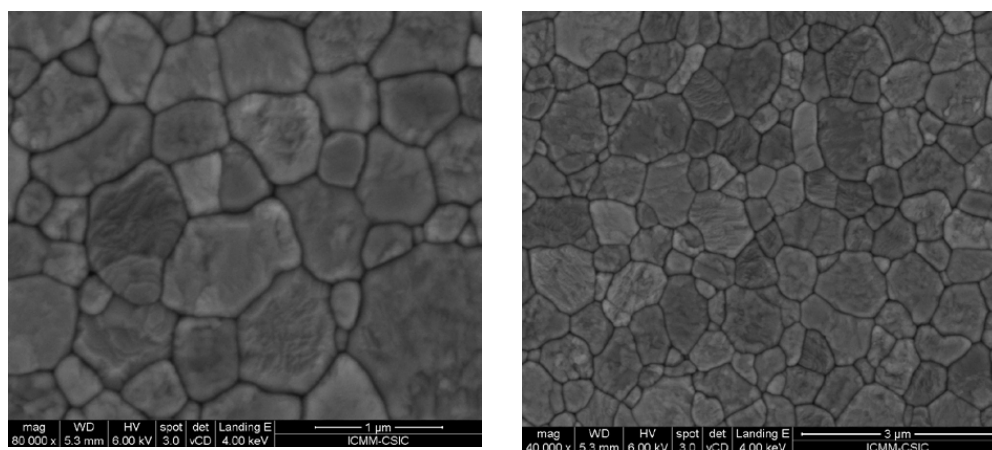


Fig 5.1. Lava Zirconia.

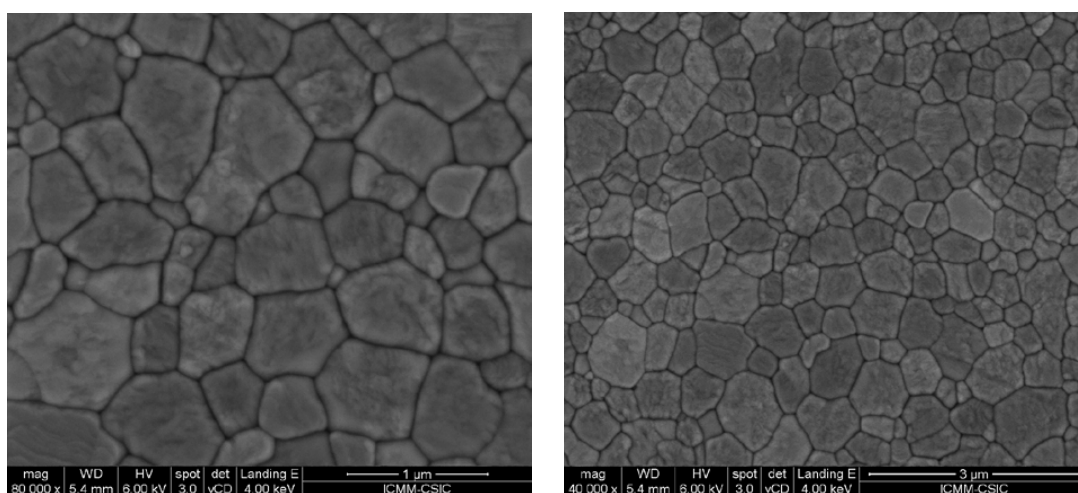


Fig 5.2. Lava Plus.

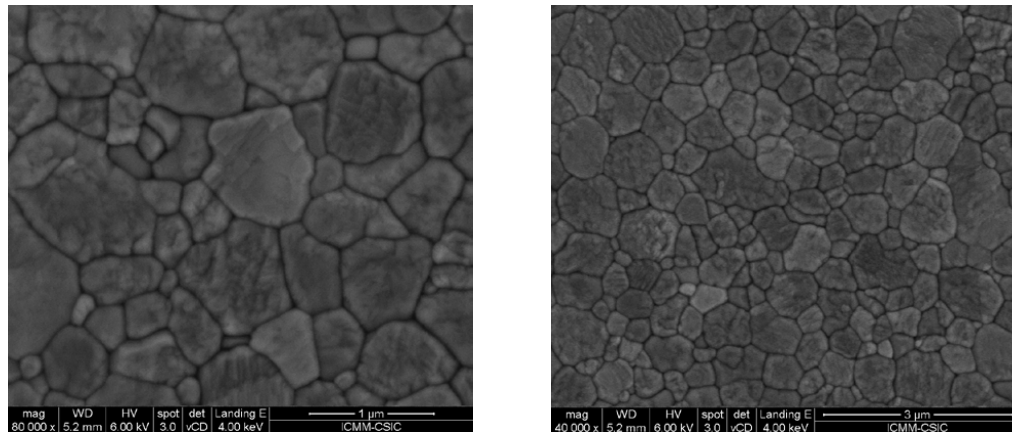


Fig 5.3. VITA In-Ceram YZ.

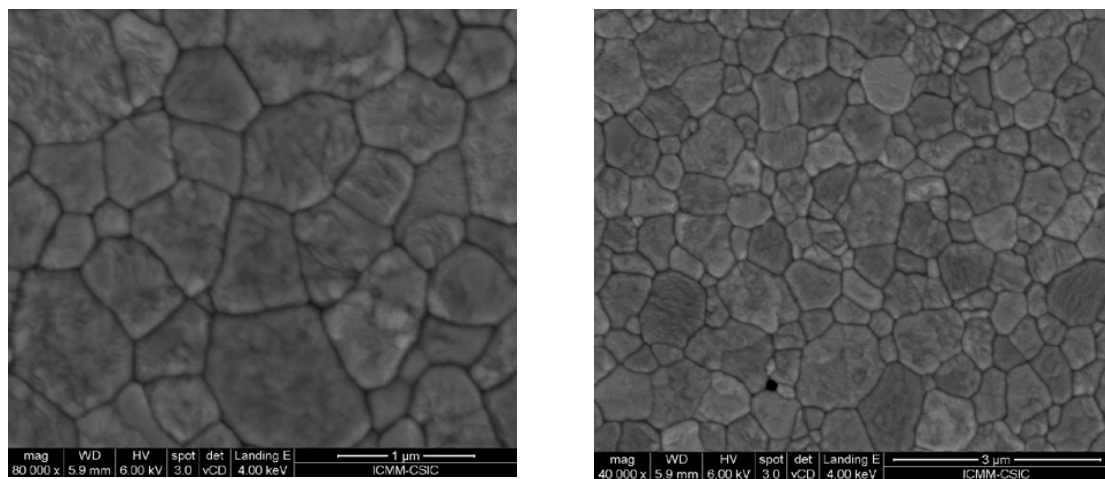


Fig 5.4. IPS emax ZirCAD.

5.1.1.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

No existieron diferencias significativas en el tamaño del grano entre los grupos con excepción de los grupos Lava Zirconia y Lava Plus en que si se demostró una diferencia significativa ($P=.001$)

5.1.2. DUREZA Y TENACIDAD

5.1.2.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

Los valores de dureza fueron similares en los grupos analizados, sin embargo en los valores de tenacidad se observaron ligeras diferencias entre las circonas analizadas.

En la Tabla 3 se observan los valores medios de dureza y tenacidad, calculados mediante indentación con carga de 1 Kg y 50 Kg respectivamente.

Material	Dureza (GPa)	Tenacidad ($\text{MPa m}^{\frac{1}{2}}$)
Lava Zirconia	12.9	3.5
VITA In-Ceram YZ	12.9	3.7
IPS Emax ZirCAD	12.9	3.4
Lava Plus	12.9	3.3

Tabla 3. Valores de Dureza y Tenacidad de los materiales de circona

5.1.2.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

Para la dureza no se observaron diferencias significativas entre los grupos ($P=1$).

Para la tenacidad existieron diferencias significativas para los grupos: Lava Plus e In-Ceram YZ ($P=.004$) y emax ZirCAD e In-Ceram YZ ($P=.016$)

5.1.3. RESISTENCIA A FLEXIÓN BIAxIAL

5.1.3.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

Los valores de resistencia a la flexión biaxial fueron similares en las circonas analizadas (Tabla 4).

Material	Media	D.E	Máximo
Lava Zirconia	1135	126	1277
VITA In-Ceram YZ	1065	56	1114
IPS Emax ZirCAD	1073	246	1248
Lava Plus	1199	65	1268

Tabla 4. Valores de resistencia media a la flexión biaxial (MPa) de los diferentes materiales

5.1.3.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

No se observaron diferencias significativas entre las circonas analizadas

5.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA: ANÁLISIS ESTÁTICO

5.2.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

- **RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO (FRACTURA PARCIAL)**

Los resultados obtenidos de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento (fractura parcial), de los grupos analizados se pueden observar en la Tabla 5 y Fig 5.5

En las probetas sometidas a carga estática, en los grupos Metal-cerámica (grupo control), y Lava (Fig 5.6) se produjo en todos los especímenes la fractura de la cerámica recubrimiento antes de la fractura total del puente. En el grupo In-CeramYZ no hubo fractura de la cerámica de recubrimiento en 2 de las probetas y en el grupo IPS emax ZirCAD ocurrió lo mismo en 3 de las probetas.

El grupo Metal-cerámica fue el que obtuvo los valores mas elevados de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento (3043.97 N). Entre los sistemas cerámicos estudiados el grupo IPS emax ZirCAD fue el que tuvo unos valores mas elevados de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento (1.145,91 N).

GRUPO	N	CARGA ESTÁTICA			
		Media	DE	Max	Min
MC	10	3043.97	246.89	3353,56	2696.96
L	10	1076.82	227.22	1544.48	826.14
YZ	10	1035.27	611.10	2044.28	278.32
ZZ	10	1145.91	750.35	2416.68	439.04

Tabla 5. Medias (N), desviaciones estándar (DE), valor máximo (max) y valor mínimo (min) de la resistencia a la fractura parcial de los materiales estudiados.

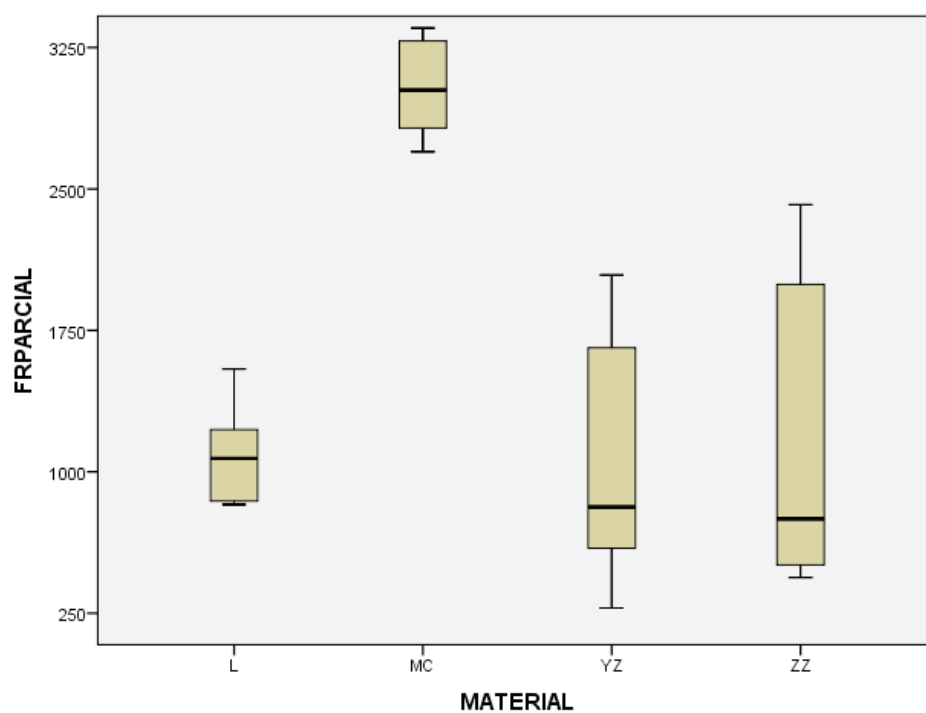


Fig 5.5. Box plots de la resistencia a la fractura parcial

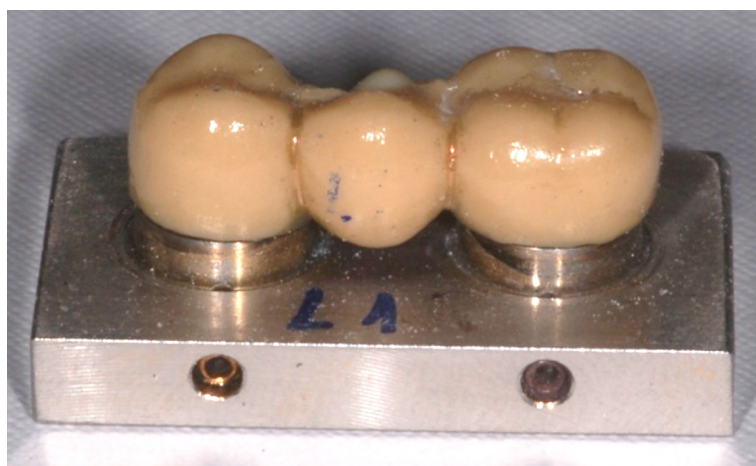


Fig 5.6. Fractura parcial de la probeta L1

- **RESISTENCIA A LA FRACTURA TOTAL**

En las probetas sometidas a carga estática, los valores de resistencia a la fractura total (Tabla 6 y Fig 5.7) estaban por encima de los 1.000 N en todos los grupos estudiados. El grupo control obtuvo los valores mas elevados (8.313,83 N). Los grupos cerámicos analizados obtuvieron valores muy similares de resistencia a la fractura, con excepción del grupo Lava Plus (circona monolítica) que obtuvo los valores mas elevados (2605,33 N) (Fig 5.8).

En las Figs 5.9-5.13 se pueden observar las curvas de tensión deformación de probetas de cada uno de los grupos analizados

GRUPO	N	CARGA ESTÁTICA			
		Media	DE	Max	Min
MC	10	8313.83	624.05	9318.82	7210.84
L	10	2017.42	344.01	2532.32	1366.12
YZ	10	1967.25	366.58	2605.82	1255.38
ZZ	10	1990.96	204.14	2416.68	1690.50
LM	10	2605.33	288.15	3029.18	2290.26

Tabla 6. Medias (N), desviaciones estándar (DE), valor máximo (max) y valor mínimo (min) de la resistencia a la fractura total de los materiales estudiados.

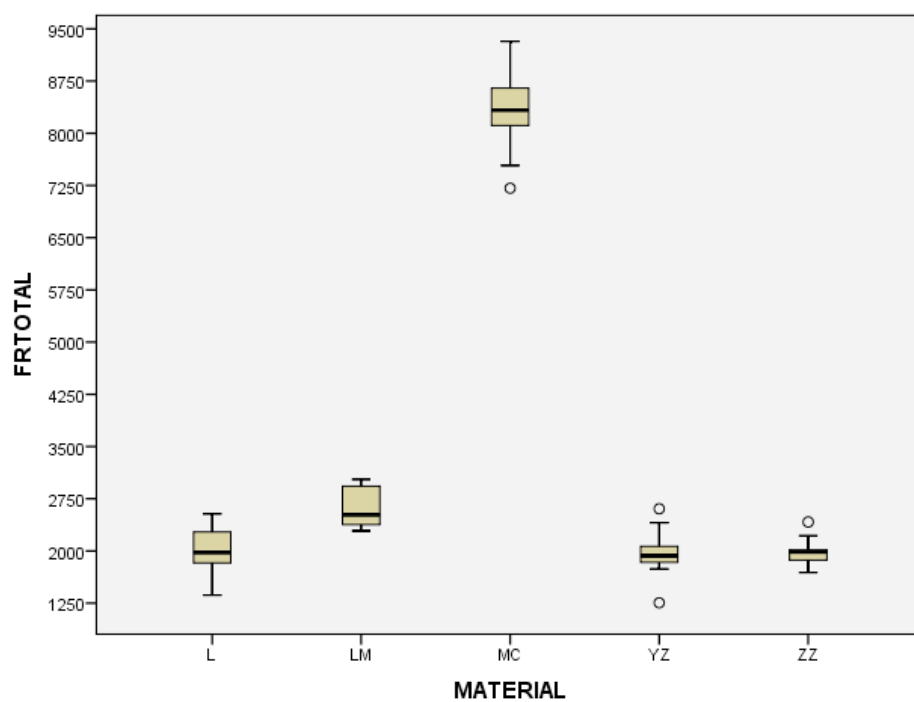


Fig 5.7. Box plots de la resistencia a la fractura total

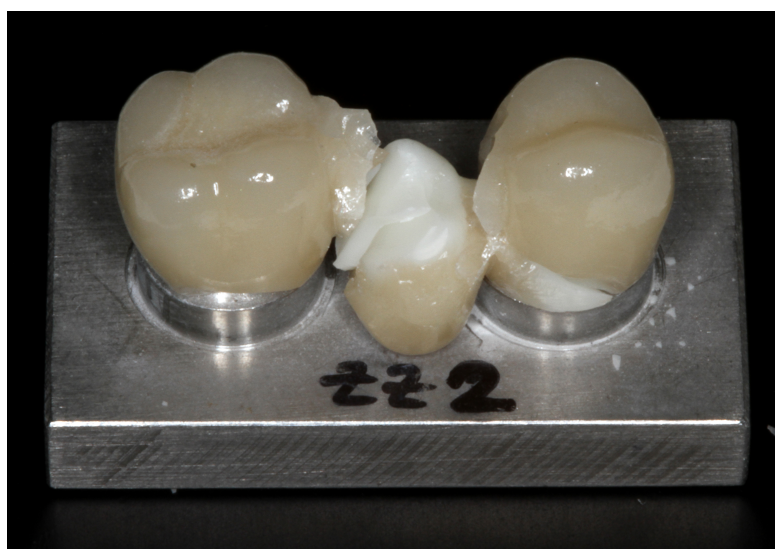


Fig 5.8. Fractura total oblicua a nivel del conector en la probeta ZZ2

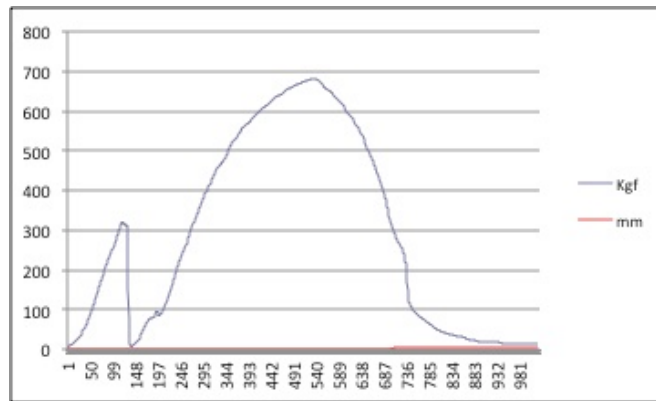


Fig 5.9. Curva tensión-deformación en la probeta MC8

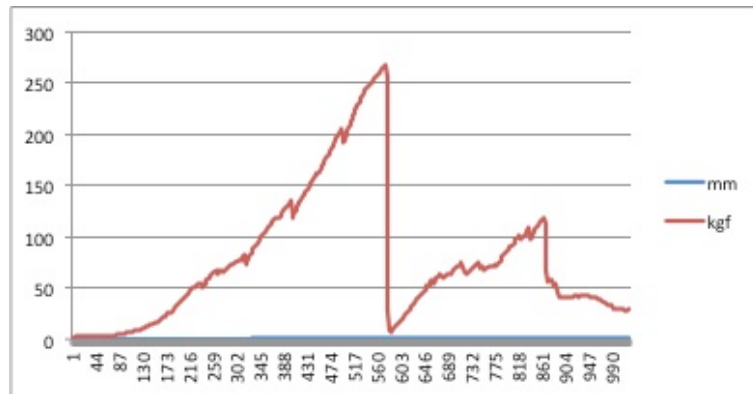


Fig 5.10. Curva tensión-deformación en la probeta L8



Fig 5.11. Curva tensión-deformación en la probeta YZ5

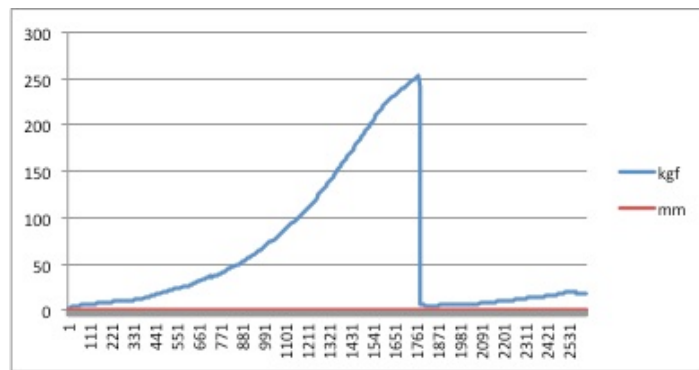


Fig 5.12. Curva tensión-deformación en la probeta ZZ1. Se observa que no existió fractura de la cerámica de recubrimiento

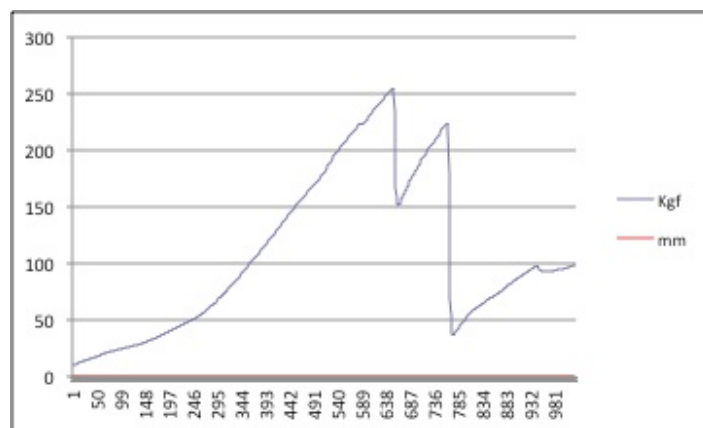


Fig 5.13. Curva tensión-deformación en la probeta LM7

5.2.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

Los valores de resistencia a la fractura parcial y total se pueden observar en las Figs 5.14 y 5.15

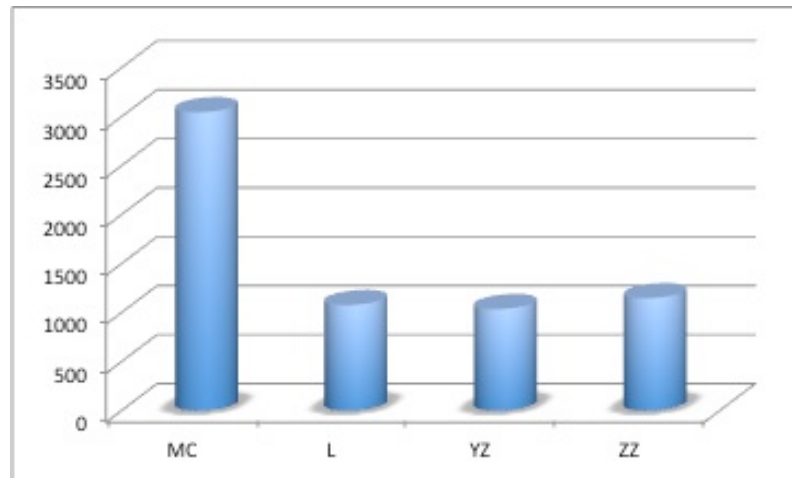


Fig 5-14. Fractura de la cerámica de recubrimiento ante carga estática

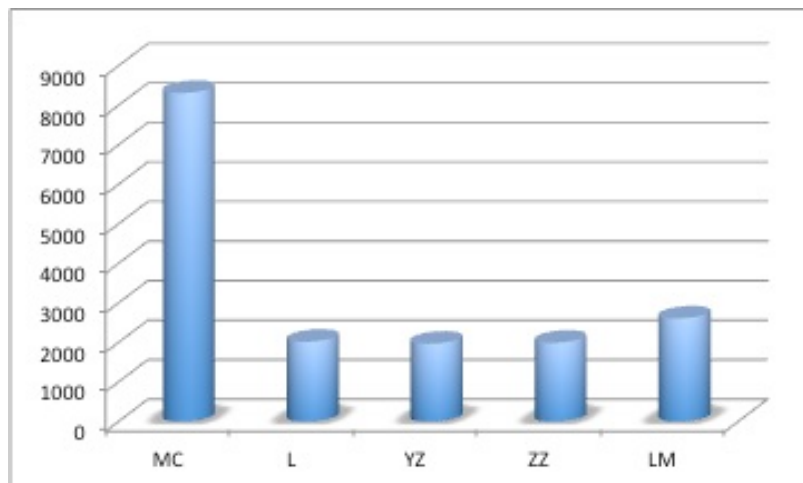


Fig 5.15. Fractura total ante carga estática

El análisis de la varianza unifactorial puso de manifiesto que existieron diferencias significativas en la resistencia a la fractura ante carga estática entre los grupos analizados tanto para la cerámica de recubrimiento ($P = 0.0001$), como para la fractura total ($P = 0.0001$).

El test post hoc de comparaciones múltiples DSH de Tukey muestra las siguientes diferencias:

- a) Fractura parcial: Entre el grupo Metal-cerámica y el resto de los grupos (Tabla 7). No se establecieron diferencias significativas entre la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento entre los diferentes grupos cerámicos analizados.
- b) Fractura total: entre el grupo Metal-cerámica y el resto de los grupos y entre el grupo Lava Plus y el resto de los grupos. Ambos grupos son los que obtuvieron los valores mas elevados de resistencia a la fractura (Tabla 8)

Resistencia fr parcial	MC	L	YZ	ZZ
MC		0.0001	0.0001	0.0001
L	0.0001		0.998	0.990
YZ	0.0001	0.998		0.962
ZZ	0.0001	0.990	0.962	

Tabla 7. Test post-hoc DSH de Tukey para fractura parcial

Resistencia fr total	MC	L	YZ	ZZ	LM
MC		0.0001	0.0001	0.000 1	0.0001
L	0.0001		0.998	1.000	0.013
YZ	0.0001	0.998		1.000	0.006
ZZ	0.0001	1.000	1.000		0.009
LM	0.0001	0.013	0.006	0.009	

Tabla 8. Test post-hoc DSH de Tukey para fractura total

5.3. RESISTENCIA A LA FRACTURA: TERMOCICLADO Y CARGA CÍCLICA

5.3.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

- RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO (FRACTURA PARCIAL)**

Los valores de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento de los grupos analizados cuando fueron sometidos a termociclado y carga cíclica se observan en la Tabla 9 y Fig 5.16.

En todos los grupos y en todas las probetas se produjo la fractura de la cerámica recubrimiento antes de la fractura total del puente, con excepción del grupo In-Ceram YZ en que no hubo fractura de la cerámica de recubrimiento en 3 de las probetas.

El grupo Metal-cerámica (grupo control) fue el que obtuvo los valores mas elevados de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento (3008.69 N). Los sistemas cerámicos estudiados obtuvieron valores muy similares de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento.

GRUPO	N	FR PARCIAL			
		Media	DE	Max	Min
MC	10	3008,69	193,65	3315.34	2743.02
L	10	927,96	330,29	1548.40	487.06
YZ	10	969,90	663,39	2086.42	402.78
ZZ	10	928,35	391,04	1451.38	301.84

Tabla 9. Medias (N), desviaciones estándar (DE), valor máximo (max) y valor mínimo (min) de la resistencia a la fractura parcial de los materiales estudiados.

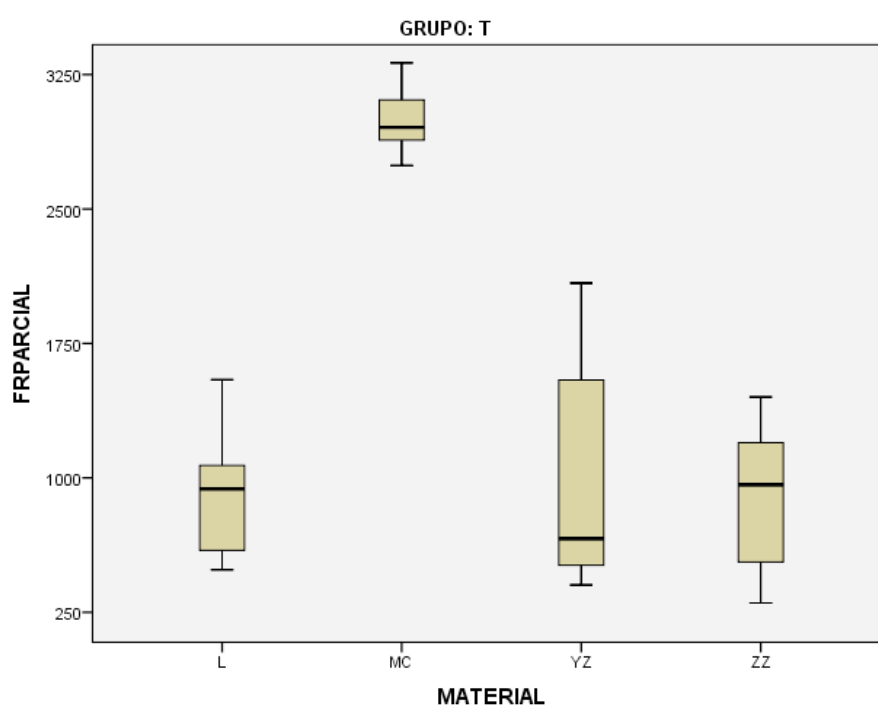


Fig 5.16. Box plots de la resistencia a la fractura parcial.

- **RESISTENCIA A LA FRACTURA TOTAL**

Los valores de resistencia a la fractura total (Tabla 10 y Fig 5.17) estaban por encima de los 1.000 N en todos los grupos estudiados. El grupo control obtuvo los valores mas elevados (7958.15 N). Los grupos cerámicos analizados obtuvieron valores muy similares de resistencia a la fractura total, con excepción del grupo Lava Plus (circona monolítica) que obtuvo los valores mas elevados (2181,67 N).

En las Figs 5.18-5.22 se pueden observar las curvas de tensión deformación de probetas de cada uno de los grupos analizados

GRUPO	N	FR TOTAL			
		Media	DE	Max	Min
MC	10	7958,15	932,96	9414.86	6658.12
L	10	1966.27	397,86	2473.52	1255.38
YZ	10	1869,84	211,36	2086.42	1535.66
ZZ	10	1908,74	118,90	2044.28	1668.94
LM	10	2181,67	303,99	2602.88	1691.48

Tabla 10. Medias (N), desviaciones estándar (DE), valor máximo (max) y valor mínimo (min) de la resistencia a la fractura total de los materiales estudiados.

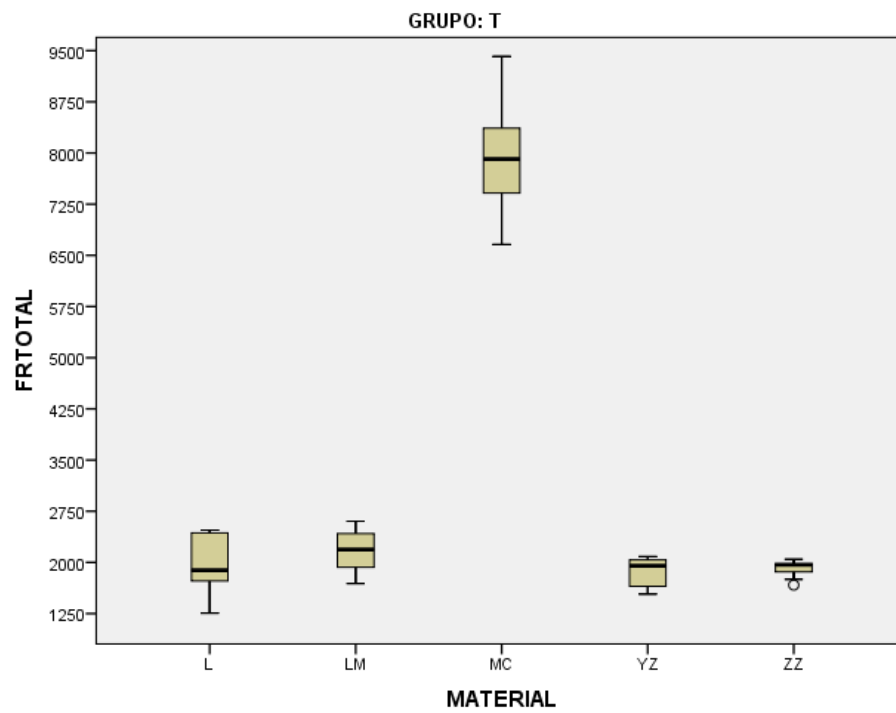


Fig 5.17. Box plots de la resistencia a la fractura total

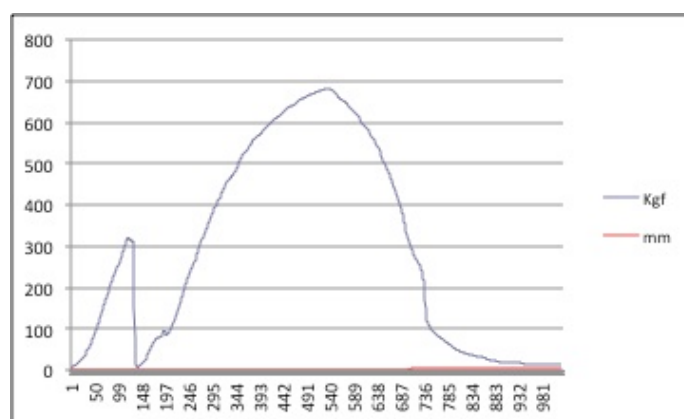


Fig 5.18. Curva tensión-deformación en la probeta MCT 6

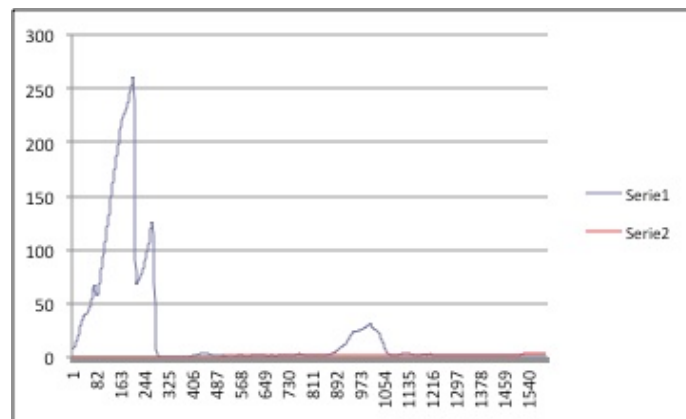


Fig 5.19. Curva tensión-deformación en la probeta LT1

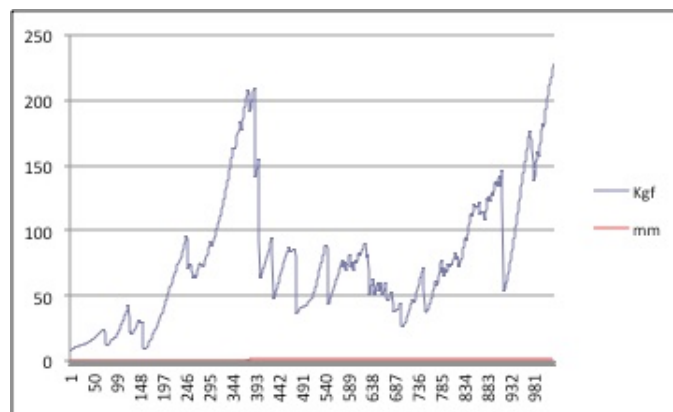


Fig 5.20. Curva tensión-deformación en la probeta YZT8

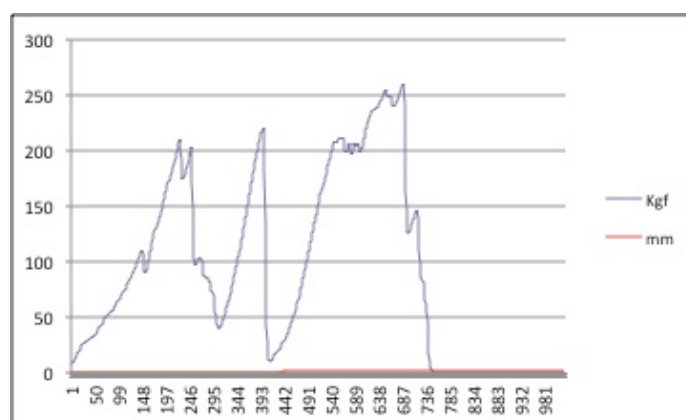


Fig 5.21. Curva tensión-deformación en la probeta ZZT2

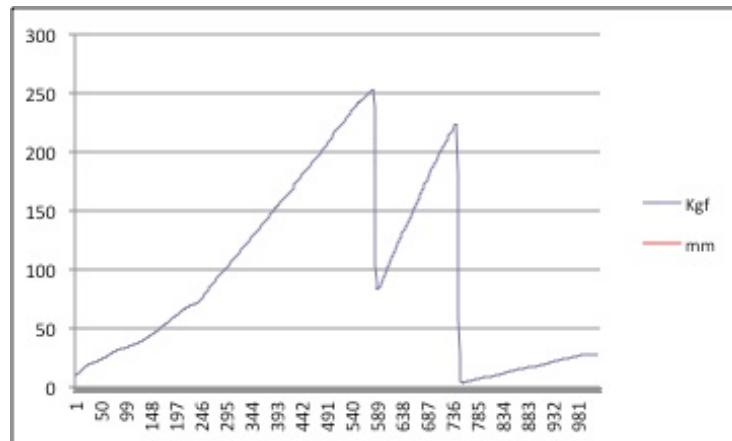


Fig 5.22. Curva tensión-deformación en la probeta LMT3

5.3.2. ANÁLISIS INFERENCIAL

Los valores de resistencia a la fractura parcial y total se pueden observar en las Figs 5.23 y 5.24

El análisis de la varianza unifactorial puso de manifiesto que existieron diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre los grupos analizados ($P = 0.0001$) cuando las probetas se sometieron a termociclado y carga cíclica.

El test de comparaciones múltiples DSH de Tukey muestra las siguientes diferencias:

- a) Fractura parcial: Entre el grupo Metal-cerámica y el resto de los grupos. (Tabla 11)
- b) Fractura total: Entre el grupo Metal-cerámica y el resto de los grupos. (Tabla 12)

No se establecieron diferencias significativas entre los grupos cerámicos analizados, ni para la fractura parcial, ni para la fractura total.

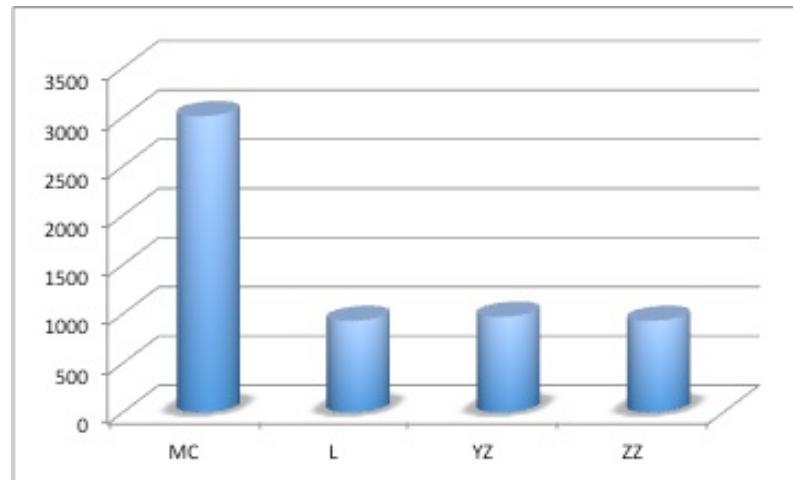


Fig 5.23. Fractura de la cerámica de recubrimiento ante carga cíclica

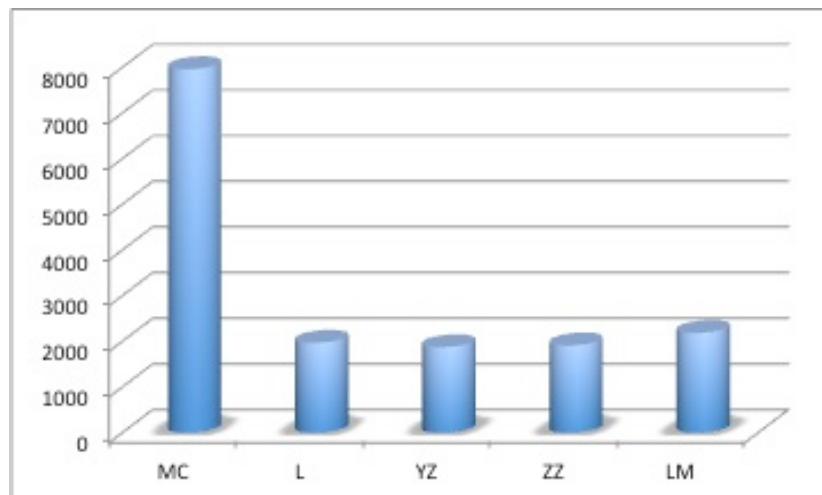


Fig 5.24. Fractura total ante carga cíclica

Resistencia fr parcial	MC	L	YZ	ZZ
MC		0.0001	0.0001	0.0001
L	0.0001		0.996	1.000
YZ	0.0001	0.996		0.996
ZZ	0.0001	1.000	0.996	

Tabla 11. Test post-hoc DSH de Tukey para fractura parcial

Resistencia fr total	MC	L	YZ	ZZ	LM
MC		0.0001	0.0001	0.0001	0.0001
L	0.0001		0.992	0.999	0.858
YZ	0.0001	0.992		1.000	0.609
ZZ	0.0001	0.999	1.000		0.719
LM	0.0001	0.858	0.609	0.719	

Tabla 12. Test post-hoc DSH de Tukey para fractura total

5.4. COMPARACIÓN DE LAS CONDICIONES DEL ENSAYO MECÁNICO PARA EL ANÁLISIS DE RESISTENCIA A LA FRACTURA

5.4.1. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

- RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LA CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO (FRACTURA PARCIAL)**

Cuando se compararon los dos tipos de ensayo mecánico empleados para el análisis de la resistencia a la fractura, se observó que los valores de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento fueron ligeramente inferiores en todos los grupos analizados cuando los especímenes fueron sometidos a termociclado y carga cíclica. (Tabla 13 y Fig 5.25)

GRUPO	N	CARGA ESTÁTICA		TERMOCICLADO/CARGA CÍCLICA	
		Media	DE	Media	DE
MC	10	3043.97	246.89	3008,69	193,65
L	10	1076.82	227.22	927,96	330,29
YZ	10	1035.27	611.10	969,90	663,39
ZZ	10	1145.91	750.35	928,35	391,04

Tabla 13. Medias (N), y desviaciones estándar (DE), de la resistencia a la fractura parcial de los materiales estudiados.

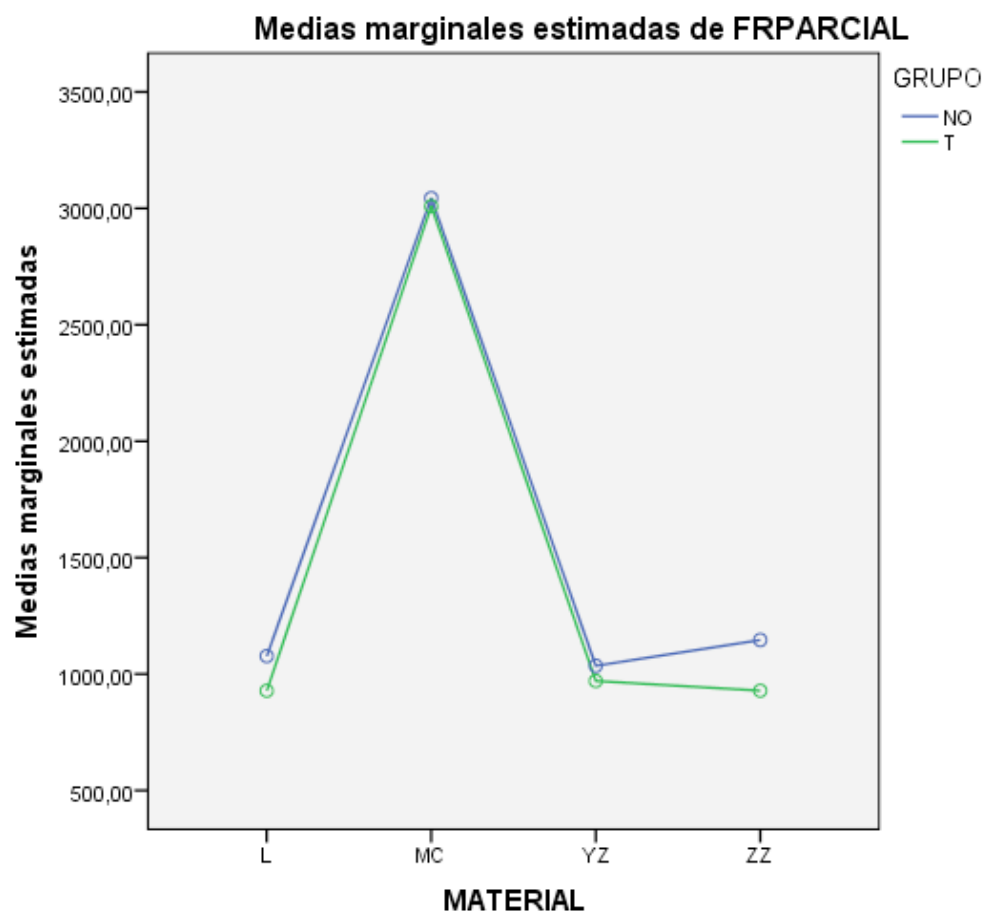


Fig 5.25. Resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento para cada material

- **RESISTENCIA A LA FRACTURA TOTAL**

Cuando se compararon los dos métodos empleados para el análisis de la resistencia a la fractura, se observó que los valores de resistencia a la fractura total fueron ligeramente inferiores en todos los grupos analizados cuando los especímenes fueron sometidos a termociclado y carga cíclica. (Tabla 14 y Fig 5.26)

GRUPO	N	CARGA ESTÁTICA		TERMOCICLADO/CARGA CÍCLICA	
		Media	DE	Media	DE
MC	10	8313.83	624.05	7958,15	932,96
L	10	2017.42	344.01	1966.27	397,86
YZ	10	1967.25	366.58	1869,84	211,36
ZZ	10	1990.96	204.14	1908,74	118,90
LM	10	2605.33	288.15	2181,67	303,99

Tabla 14. Medias (N), y desviaciones estándar (DE), de la resistencia a la fractura total de los materiales estudiados.

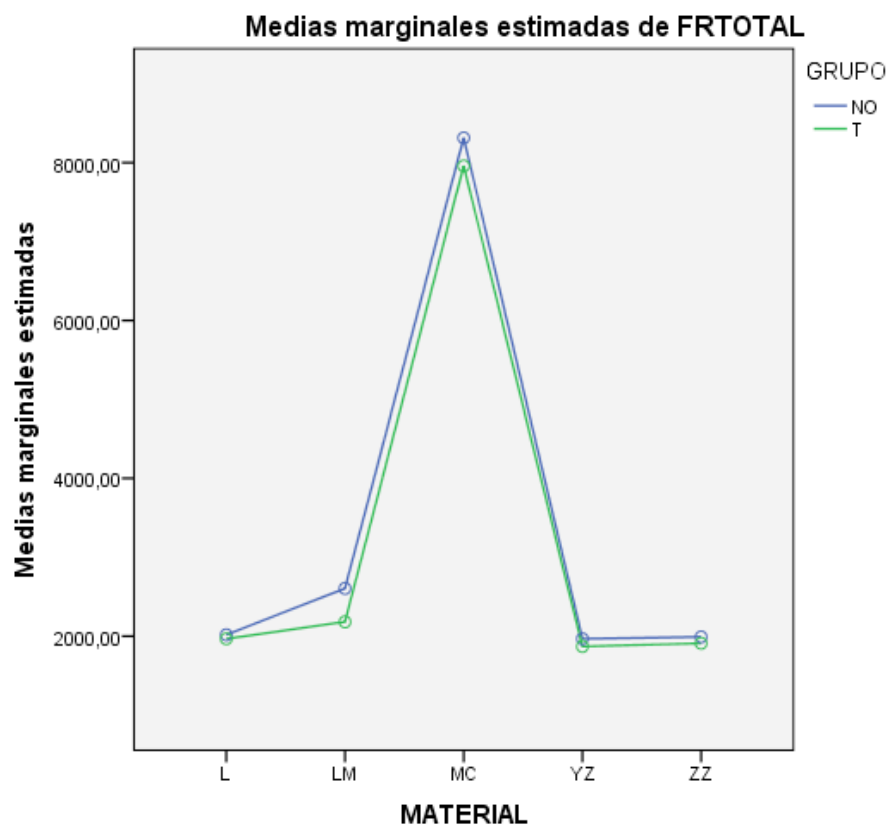


Fig 5.26. Resistencia a la fractura total para cada material

5.4.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL

A) FRACTURA DE LA CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO

Para la variable fractura parcial (fractura de la cerámica de recubrimiento) el análisis de la varianza bifactorial demostró que los resultados eran influenciados por el tipo de material empleado ($P = 0.0001$), pero no por el tipo de ensayo mecánico realizado para analizar la resistencia a la fractura ($P = 0.273$). No existió interacción entre el material analizado y el tipo de ensayo mecánico realizado ($P = 0.928$) (Tabla 15 y Fig 5.27)

Efecto	Suma cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig
Material	60756231.3	3	20252077.1	90.5	0.0001
Ensayo	272690.6	1	272690.6	1.2	0.273
Interacción	102357.5	3	34119.1	0.1	0.928
Error	16098164.2	72	223585.6		
Error total	2.6	80			
Error total corregida	77229443.8	79			

Tabla 15. Análisis de la varianza para la resistencia a la fractura parcial

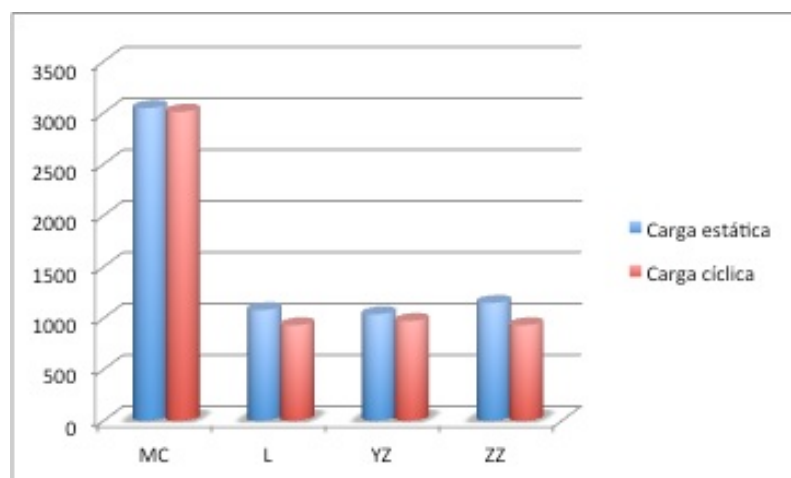


Fig 5.27. Resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento para cada material

El test de comparaciones múltiples de Tukey estableció que existieron diferencias significativas entre el grupo metal-cerámica (grupo control) y el resto de los grupos analizados. (Tabla 16)

No se observaron diferencias significativas entre los grupos cerámicos analizados para la variable resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento

Resistencia fr parcial	MC	L	YZ	ZZ
MC		0.0001	0.0001	0.0001
L	0.0001		1.000	0.995
YZ	0.0001	1.000		0.995
ZZ	0.0001	0.995	0.995	

Tabla 16. Test post-hoc DSH de Tukey para fractura parcial

B) FRACTURA TOTAL

Para la variable fractura total el análisis de la varianza bifactorial demostró que los resultados eran influenciados por el tipo de material empleado ($P = 0.0001$), y por el tipo de ensayo mecánico realizado para analizar la resistencia a la fractura ($P = 0.024$). No existió interacción entre el material analizado y el tipo de ensayo mecánico realizado ($P = 0.544$) (Tabla 17 y Fig 5.28)

Efecto	Suma cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig
Material	5.9	4	1.4	761.4	0.0001
Ensayo	1020346.4	1	1020346.4	5.2	0.024
Interacción	603933.7	4	150983.4	0.776	0.544
Error	17521442.5	90	194682.6		
Error total	1.6	100			
Error total corregida	6.1	99			

Tabla 17. Análisis de la varianza para la resistencia a la fractura total

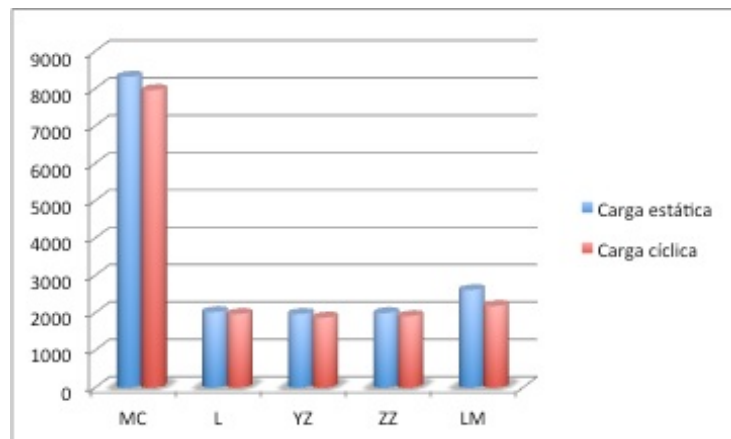


Fig 5.28. Resistencia a la fractura total para cada material

El test de comparaciones múltiples de Tukey estableció que existieron diferencias significativas entre el grupo metal-cerámica (grupo control) y el resto de los grupos analizados y el grupo Lava Plus y el resto de los grupos. (Tabla 18)

No se observaron diferencias significativas entre los grupos cerámicos analizados con cerámica de recubrimiento.

Resistencia fr total	MC	L	YZ	ZZ	LM
MC		0.0001	0.0001	0.0001	0.0001
L	0.0001		0.984	0.998	0.037
YZ	0.0001	0.984		0.999	0.008
ZZ	0.0001	0.998	0.999		0.016
LM	0.0001	0.037	0.008	0.016	

Tabla 18. Test post-hoc DSH de Tukey para fractura total

C) MATERIALES

Para cada material estudiado se compararon los valores de resistencia a la fractura obtenidos con los dos métodos empleados para el ensayo mecánico, tanto para la fractura de la cerámica de recubrimiento como para la fractura total de los especímenes. Para comprobar si existían diferencias significativas entre los resultados obtenidos con ambos tipos de ensayo se empleó el test de la t de Student.

• METAL-CERÁMICA

No se observaron diferencias ni para la fractura parcial ($P = 0.725$), ni para la fractura total ($P = 0.330$)

- LAVA ZIRCONIA

No se observaron diferencias ni para la fractura parcial ($P = 0.256$), ni para la fractura total ($P = 0.762$)

- IN-CERAM YZ

No se observaron diferencias ni para la fractura parcial ($P = 0.821$), ni para la fractura total ($P = 0.476$)

- IPS EMAX ZIRCAD

No se observaron diferencias ni para la fractura parcial ($P = 0.427$), ni para la fractura total ($P = 0.286$)

- LAVA PLUS

Se observaron diferencias significativas para la fractura total ($P = 0.005$) (Tabla 19)

Así pues los resultados ponen de manifiesto que el ensayo mecánico empleado para el análisis de la resistencia a la fractura, solamente tuvo influencia en el grupo Lava Plus (circona monolítica)

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
		F	Sig	t	gl	Sig 8bilateral)
Fractura total	Se han asumido varianzas iguales	0.008	0.931	3.198	18	0.005
Fractura total	No se han asumido varianzas iguales			3.198	17.949	0.005

Tabla 19. Resultados de T test para el grupo Lava Plus

6. DISCUSIÓN

La porcelana ha sido empleada en odontología desde hace mas de 100 años, siendo su mayor ventaja la estética. Las restauraciones cerámicas tienen unos resultados estéticos superiores a las restauraciones ceramometálicas debido a su capacidad de transmisión de la luz a través de la restauración y del cuerpo del diente.⁸⁰

Sin embargo la fragilidad ante la resistencia a la carga era el punto mas débil de las restauraciones cerámicas.³⁰ Por ello las restauraciones metal-cerámica siguen siendo consideradas el “gold standard” sobre todo cuando se trata de realizar prótesis parciales fijas en los sectores posteriores.

En la actualidad, nos encontramos en una nueva era donde el empleo de restauraciones cerámicas es rutinario debido por un lado al incremento en la demanda de estética por parte de los pacientes, y por otro a los nuevos materiales cerámicos disponibles como son los vidrios altamente sinterizados, los materiales cerámicos policristalinos de alúmina y zircona, y a los nuevos métodos de fabricación basados en la tecnología CAD/CAM.⁸¹

En adición, los avances tecnológicos han hecho posible incrementar el ajuste marginal de las restauraciones cerámicas, obteniéndose ajustes dentro de los límites clínicamente aceptados.

31,32,41-43,82-85

Durante la última década las restauraciones de zircona se están empleando para restauraciones que han de soportar cargas intensas, demostrando los estudios tanto *in vitro* como clínicos resultados prometedores incluso para su aplicación en estructuras de puentes y en superestructuras de implantes.^{9,20,30}

Existen dos tipos de bloques de zircona disponibles para las distintas aplicaciones CAD/CAM:

- Bloques totalmente sinterizados
- Bloques parcialmente sinterizados

Los bloques sinterizados tienen un ajuste superior porque no existe contracción del material durante el proceso, pero tienen como desventaja su inferior mecanizabilidad asociado con un gran desgaste de las fresas. Además la formación de microgrietas durante el procedimiento de mecanizado puede deteriorar el comportamiento mecánico de la restauración.⁷³

Los bloques presinterizados tienen la ventaja de su facilidad para el mecanizado, sin embargo debido a la contracción durante el proceso posterior de sinterizado, el ajuste de las estructuras debe ser compensado por un ajuste dimensional de los procedimientos CAD que involucran a las estructuras.⁸⁶ En adición se ha demostrado que las estructuras de circona sinterizadas después del mecanizado poseen mejores propiedades mecánicas que las densamente sinterizadas.⁸⁷ Por ello en el presente estudio se han empleado bloques de circona presinterizados para la confección de las estructuras de las prótesis parciales fijas cerámicas.

Sin embargo, a pesar de sus buenas propiedades mecánicas, las estructuras de circona son muy opacas, por lo que para obtener una apariencia natural e incrementar la estética de las restauraciones las estructuras deben de ser recubiertas con porcelana.⁸¹ Por ello, algunos fabricantes han introducido la posibilidad de colorear las estructuras de circona para lograr unos mejores resultados estéticos.⁹ Pero aunque la circona es mas tenaz que las cerámicas convencionales, la porcelana de recubrimiento es tan frágil como la porcelana convencional, siendo frecuente el delaminado y el astillado o desconchado (chipping) de la misma. Las propiedades de la porcelana de recubrimiento y el procesado de la misma son un factor muy importante en el pronóstico de las restauraciones de circona.³⁰

6.1 MICROESTRUCTURA Y PROPIEDADES MECÁNICAS

La microestructura es un factor que está asociado a las propiedades mecánicas de las restauraciones, por ello en el presente trabajo y antes de realizar el experimento se realizó el análisis de la microestructura y las propiedades mecánicas de los bloques presinterizados de las circonas a estudiar. Los bloques fueron sometidos a los ciclos térmicos de sinterizado y de las cocciones de la cerámica de recubrimiento siguiendo las instrucciones de cada fabricante.

En cuanto al tamaño del grano la circona monolítica demostró un tamaño de grano ligeramente inferior que las circonas con recubrimiento, siendo las diferencias significativas. Tras analizar el tamaño del grano se evaluó la dureza y tenacidad, demostrando los resultados que no existieron diferencias en cuanto a la dureza, pero en la tenacidad si se demostraron diferencias entre los grupos. Sin embargo esas diferencias encontradas, a pesar de ser significativas, fueron muy pequeñas y no se vieron reflejadas en la resistencia a la flexión axial a que fueron sometidos los bloques de circona, pues no hubo diferencias entre las circonas. Los valores obtenidos son similares a los obtenidos en un estudio previo.⁸⁸

Los valores encontrados se ajustan a las especificaciones de las casas comerciales correspondientes.

En la resistencia a la fractura de los puentes si hubo diferencias en el grupo de la circona monolítica respecto al resto de las circonas, sin embargo cuando los especímenes se sometieron a termociclado y carga cíclica no hubo diferencias entre los 4 grupos de circona analizados. Estos resultados corroboran los resultados del análisis de la microestructura y propiedades mecánicas realizado.

6.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA

En los estudios *in vitro* de resistencia a la fractura se han descrito distintos factores que pueden influenciar los resultados como son la microestructura del material cerámico, la técnica de fabricación, la terminación de la superficie, o el método de cementado.^{89,90} También pueden influir las condiciones de la prueba, las condiciones de almacenamiento, el tipo de test de fatiga empleado y la dirección y localización de la carga aplicada.¹⁵ Sin embargo no parece influir en la resistencia a la fractura el método de fresado empleado.⁹¹ Por todo lo anterior, resulta muy difícil realizar análisis comparativos de resistencia a la flexión entre los diferentes estudios, debido a que son muchas las variables a contemplar.⁶³

A pesar de las desventajas de los estudios *in vitro*, es importante evaluar de forma aislada las propiedades mecánicas de los materiales bajo condiciones estandarizadas.⁹ En el presente estudio se planteó analizar la resistencia de la fractura de cuatro sistemas de óxido de circonio. En un

intento de reproducir las condiciones clínicas de la forma más fiel, se decidió construir prótesis parciales fijas de tres unidades, en lugar de utilizar barras o cilindros, ya que las dimensiones y formas de los puentes son muy diferentes de las barras. El patrón de los puentes no es uniforme, pudiendo influir en la concentración de las fuerzas, y variar la distribución ésta, lo que puede causar diferentes patrones de fractura.⁶⁵

El diseño de línea de terminación gingival empleado en el estudio fue el chanfer basado en los estudios previos realizados con restauraciones cerámicas.^{46,82-84,92} Aunque en las cerámicas convencionales la línea de terminación gingival más adecuada es el hombro recto ya que es la adecuada para la resistencia a la fractura de estas restauraciones,⁸²⁻⁸⁴ en las cerámicas de elevada resistencia se comenzaron a emplear líneas de terminación menos agresivas con la estructura dentaria como el chanfer y el hombro redondeado. En adición, la introducción de la tecnología CAD/CAM requiere que los márgenes gingivales sean redondeados para que los escáneres puedan registrar la zona axiogingival correctamente. Suarez y cols⁸³ en su estudio analizaron dos líneas de terminación, el chanfer y el hombro redondeado en coronas Procera AllCeram y observaron que el escáner no proporcionaba una información adecuada de la zona axiogingival en la línea de terminación en hombro redondeado. Por todo ello, en el presente estudio se seleccionó la línea de terminación en chanfer en todas las preparaciones.

Así mismo se decidió realizar un ensayo de flexión en tres puntos hasta producir la fractura de las estructuras con una velocidad de 0,5 mm/min, basado en estudios previos similares.
52,64,66,69,87,93-96

Generalmente el comportamiento mecánico de las estructuras y de las cerámicas de recubrimiento es evaluado de forma independiente obteniendo información importante sobre la resistencia a la fractura de cada componente, sin embargo es importante entender como interactúan estos materiales. El estudio de las estructuras recubiertas con la cerámica puede proveer información útil sobre la distribución del estrés, origen y modo de fractura, o la unión entre ambos.^{81,97}

6.2.1. PORCELANA DE RECUBRIMIENTO

En todos los grupos, tanto en las restauraciones metal-cerámica como en las de circonita con cerámica de recubrimiento analizadas se observó una menor resistencia a la flexión en la cerámica de recubrimiento, ocurriendo antes la fractura de ésta que la fractura total del puente, por lo que la segunda hipótesis nula debe ser rechazada.

Los resultados están de acuerdo con estudios previos donde la fractura de la porcelana de recubrimiento ocurre antes que la fractura de la estructura de circonita.^{25,69,81,98-101} La delaminación de la porcelana de recubrimiento o chipping, se debe probablemente a las propiedades mecánicas superiores de la circonita,⁸¹ y se ha sugerido que es posible evitar la delaminación incrementando la resistencia a la flexión de las porcelanas de recubrimiento por encima de los 300 MPa.¹⁰⁰

Las estructuras recubiertas con porcelana están sujetas a un estrés residual debido a la diferencia en el coeficiente de expansión térmica (CET) entre los materiales y el gradiente térmico producido durante el enfriamiento. Tanto en las restauraciones cerámicas como en las metal-cerámica el CET es inferior al CET de la estructura, produciéndose fuerzas de compresión en la porcelana de recubrimiento y fuerzas de tensión compensatorias en la superficie de la estructura.

^{102,103}

Los valores de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento son mas elevados en los puentes metal-cerámica que en los de circonita, esto puede ser debido a que la estructura metálica tiene una mayor capacidad de absorción del estrés mecánico, limitando la propagación de las fisuras.¹⁰⁴ Sin embargo en las restauraciones cerámicas la estructura es frágil y el riesgo de tensión o carga destructiva en la porcelana de recubrimiento es superior a las restauraciones ceramometálicas.¹⁰⁵

Las cerámicas de recubrimiento de las circonitas utilizadas en el estudio son distintas, ya que son las recomendadas por cada casa comercial, pero no se observaron diferencias en la resistencia a la fractura entre ellas, tanto en los puentes sometidos a carga estática como en los

sometidos a termociclado y carga cíclica. Estos resultados coinciden con estudios en que no se observaron diferencias entre distintas porcelanas de recubrimiento y estructuras de zirconia.^{69,106} pero difieren de otros en que si se observaron diferencias.^{25,98,101}

Sin embargo dentro de las circonas analizadas y a pesar de que no existieron diferencias en la resistencia a la fractura de las cerámicas de recubrimiento y de que éstas presentaron unos valores inferiores a los de la fractura de la estructura, cabe destacar que el comportamiento no fue idéntico en los 3 grupos de circonas con recubrimiento. Así, en el grupo Lava en el 100% de los casos ocurrió antes la fractura de la cerámica de recubrimiento antes que la fractura de la estructura, resultados que coinciden con los de otros estudios realizados en coronas,²⁵ pero difieren de otros en que la tasa de chipping ocurrió en el 70% de los casos,¹⁰⁷ o no se produjo la fractura de la cerámica de recubrimiento.¹⁰⁸

En el grupo In-Ceram YZ, la fractura de la cerámica de recubrimiento ocurrió entre el 70-80% de los casos, dependiendo de las condiciones de la carga de los especímenes. En el grupo IPS emax ZirCAD se observó la fractura de la cerámica de recubrimiento entre el 70-100% de los casos, igualmente dependiendo de las condiciones de carga. Estos resultados son similares a los de estudios previos en coronas.^{25,107}

Los valores de resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento del estudio, son similares a los obtenidos por Silva y cols⁷⁶ para coronas del sistema Lava y Ludwig y cols⁷⁴ en puentes de la misma circona, pero son inferiores a los obtenidos por Agustin y cols²⁵ en coronas de Lava e IPS emax ZirCAD.

Así mismo, los estudios ponen de manifiesto que el mecanismo mas común de fracaso en la porcelana de recubrimiento implica el chipping y la propagación de la grieta en la porcelana o a lo largo de la interfase en la superficie de la porcelana, con poca tendencia a avanzar hacia el núcleo de circona.^{109,110}

Los estudios clínicos corroboran los resultados in vitro, poniendo de manifiesto como principal complicación de las restauraciones de circona la presencia del chipping de la cerámica de recubrimiento, incrementándose su frecuencia a medida que se incrementan los años de

seguimiento clínico de las restauraciones, de tal manera que las investigaciones hasta el momento actual indican una tasa de chipping del 0-54%.^{17-20,21,23,59,79,109,111-118} Sin embargo, los estudios clínicos realizados en restauraciones metal-cerámica indican unas tasas de chipping notablemente inferiores a las de las restauraciones de zircona, siendo del 2.5-8% a los 5 años, 18.1% a los 20 años de seguimiento.^{19,20,59,112,119-121}

Son muchos los estudios que han tratado de analizar las causas del chipping de la cerámica de recubrimiento en las restauraciones de zircona, poniendo de manifiesto que son muy diversos los factores que pueden estar involucrados:

- El diferente coeficiente entre la cerámica de recubrimiento y la estructura. Generalmente el material de recubrimiento posee un coeficiente mas elevado que la estructura.^{98,122}
- La resistencia a la flexión de la cerámica de recubrimiento. Las fuerzas excesivas en las restauraciones metal-cerámica pueden ser compensadas mediante una deformación elástica o plástica de la estructura, mientras que la estructura de zircona es rígida y no puede absorber dicha deformación.¹²³
- El soporte inadecuado de la cerámica de recubrimiento. La estructura debe ser diseñada anatómicamente para proveer un soporte adecuado al material de recubrimiento y evitar el riesgo de chipping.^{17,64,81,95,99,101,124-128}
- La fuerza de unión entre la cerámica de recubrimiento y la estructura de zircona.¹²⁹
- El inadecuado grosor de la cerámica de recubrimiento. Cuando es grosor de la cerámica de recubrimiento excede al de las estructuras, el riesgo de fractura es elevado.¹³⁰
- El diferente tratamiento de la superficie de las estructuras.⁹⁹ Cada fabricante recomienda el tratamiento de la superficie de la estructura de zircona previo a la aplicación de la porcelana de recubrimiento como puede ser el chorreado o tratamiento térmicos, sin embargo son controvertidos los resultados de los diferentes estudios sobre su influencia en la resistencia a la fractura de las cerámicas, afirmando unos que el chorreado disminuye la resistencia a la fractura, mientras que otros observaron que incrementaba la resistencia. A pesar de estas controversias, lo que no cabe duda es que las propiedades mecánicas de la zircona se pueden ver alteradas por el tratamiento de superficie.¹³¹⁻¹³³

En el presente estudio el diseño de la preparación y las dimensiones de las muestras eran idénticas, y la porcelana de recubrimiento se sometió a las diferentes cocciones siguiendo rigurosamente las especificaciones de los fabricantes, con adecuadas dimensiones e idéntica técnica de confección a capas, por lo que es posible realizar comparaciones entre las diferentes circonas analizadas.

Como ya se ha mencionado anteriormente un factor importante a tener en consideración para la resistencia de las restauraciones es la anatomía/diseño de la estructura, siendo importante evitar áreas con un espesor de la cerámica de recubrimiento demasiado pequeño o demasiado grande.^{64,81} Son numerosos los autores que insisten en la importancia de un diseño anatómico para garantizar un grosor uniforme de la cerámica de recubrimiento y evitar la probabilidad de su delaminación,^{17,64,81,95,99,101,124-128} por ello en el estudio se realizó un diseño anatómico de la estructura.

Allahkarami y Hanan,¹³⁴ comprobaron que la estructura de circona tetragonal policristalina manifiesta una transformación de fase a monoclinica en la zona de impacto/carga, debido a una concentración de fuerzas de compresión en la cara interna de la estructura, poseyendo la zona interna de la estructura mas fase monoclinica que la externa (recubierta de cerámica). La carga o fuerza inicial puede amortiguarse durante la transformación de fase ya que el cristal monoclinico tiene mas volumen que el tetragonal y aunque esta amortiguación puede crear microgrietas que pueden propagarse por fatiga y comprometer la supervivencia de la restauración, retrasa el fracaso de la circona bajo fuerzas de compresión. Este mecanismo puede explicar porque existe chipping de la cerámica de recubrimiento sin exposición de la estructura de circona.¹³⁴

La fractura de la cerámica de recubrimiento puede clasificarse en dos tipos:^{16,98,135}

- **Cohesiva:** cuando la fractura ocurre en la cerámica de recubrimiento y no afecta la interfase estructura-recubrimiento.
- **Adhesiva:** cuando la fractura ocurre en la unión cerámica-estructura.

La mayoría de los estudios ponen de manifiesto que la fractura de la cerámica de recubrimiento en las restauraciones de zircona es predominantemente cohesiva, mientras que en las restauraciones metal-cerámica es adhesiva.^{14,25,63,99,135-137}

Así mismo, en función del tratamiento necesario para su reparación también se puede clasificar el chipping en:^{121,135}

- **Grado 1:** chipping pequeño que se soluciona con el pulido.
- **Grado 2:** chipping moderado que se repara con composite.
- **Grado 3:** chipping severo que obliga a cambiar toda la restauración.

Son muchas las investigaciones que se están realizando en la actualidad en un intento de controlar el problema de la delaminación de la cerámica de recubrimiento de las estructuras de zircona

Christensen y cols afirman que la aplicación de cerámicas de recubrimiento que contengan leucita y aplicadas por inyección en el caso de restauraciones cerámicas mejora notablemente la resistencia al chipping frente a las cerámicas aplicadas por capas.¹³⁸ Esta teoría es refutada por los estudios de Choi y cols.¹³⁹ Sin embargo, Ishibe y cols comparan las cerámicas de recubrimiento de forma inyectada o por capas y no encuentran diferencias significativas ni para las estructuras de óxido circonio ni para las de metal.¹⁴⁰

Recientemente, algunos autores^{141,142} comprobaron que el sinterizado de vidrios cerámicos CAD/CAM sobre núcleos de zircona produce un incremento en la estabilidad mecánica y disminuye el potencial chipping de las restauraciones. El problema es que es una tecnología extremadamente costosa.

Así mismo, se han introducido muy recientemente las restauraciones de zircona monolítica en un intento de controlar el chipping, pero aún no existen estudios sobre su comportamiento mecánico o sobre el fenómeno de degradación a baja temperatura o envejecimiento de la zircona.

Se requieren por lo tanto mas estudios, tanto *in vitro* como clínicos, en que se comparen diferentes cerámicas de recubrimiento (con diferentes propiedades mecánicas), con diferentes materiales de circona, o en que se analicen diferentes técnicas de aplicación de la cerámica de recubrimiento al material de la estructura como puede ser la técnica convencional de capas, el prensado o CAD/CAM.

6.2.2. ESTRUCTURA

Son pocos realmente los estudios *in vitro* que analicen la resistencia a la fractura de estructuras de prótesis parciales fijas posteriores de circona con la cerámica de recubrimiento.

Diversos estudios *in vitro* demostraron resultados alentadores respecto al comportamiento mecánico de las restauraciones de circona tras realizar análisis comparativos con otros sistemas cerámicos.^{9,46,72,74,75,81,97,106,143,144}

Un estudio previo⁸¹ en el que se analizaron tres sistemas cerámicos distintos de alúmina y circona, afirma que el material analizado tiene influencia en la resistencia a la fractura y en el modo de fractura.

Los resultados del presente estudio ponen de manifiesto que los cuatro sistemas de circona analizados presentan unos valores de resistencia a la fractura superiores a los 1.000 N, que son las fuerzas masticatorias máximas establecidas en los sectores posteriores según los estudios.^{25,49,54-57} Por ello, se puede afirmar que cualquiera de las circonas objeto del estudio serían capaces de soportar las fuerzas máximas de masticación.

En el estudio los valores mas elevados de resistencia a la flexión se obtuvieron con las restauraciones metal-cerámica, al igual que lo observado en estudios previos,^{25,145} siendo los valores similares a los obtenidos por Castillo de Oyagüe y cols.¹⁴⁶

En los sistemas de circona analizados, el grupo Lava Plus (circona monolítica) fue el que obtuvo los valores de resistencia a la flexión mas elevados tanto en las restauraciones sometidas a

carga estática, como en las sometidas a termociclado y carga cíclica. Sin embargo en el primer caso no se demostraron diferencias entre los grupos de zircona, mientras que en las restauraciones sometidas a termociclado y carga cíclica si se demostraron diferencias entre los grupos. Por ello la primera hipótesis nula debe ser parcialmente aceptada, pues depende del tipo de carga a que fueron sometidos los especímenes.

Al revisar la literatura, no son muchos los estudios en que se comparan diversos sistemas de zircona entre si y menos aún en puentes posteriores. Algunos autores encuentran diferencias en la resistencia a la fractura entre diferentes sistemas de zircona ^{25,135,147,148} sin embargo en otros estudios no se observaron diferencias entre las zirconas. ^{101,107,149,150}

De todas las zirconas existentes en la actualidad, el sistema Lava es el que presenta un número mas elevado de estudios. Los resultados obtenidos en el estudio con el sistema Lava son superiores a los obtenidos en la mayoría de las investigaciones previas para puentes, donde no se obtuvieron valores por encima de los 2000 N, ^{55,143,148,151,152} o para coronas, ⁷⁶ siendo una posible explicación las diferencias metodológicas entre los estudios. Rosentritt y cols, ⁵⁵ en su estudio obtienen valores de resistencia a la fractura entre 1.000-2.000 N, otros autores obtienen valores muy similares a los del presente estudio en coronas, ^{25,107} mientras que hay un estudio en que los valores de resistencia a la fractura están por encima de los 4.000 N. ¹⁴¹

Para el sistema In-Ceram YZ los valores de resistencia a la fractura obtenidos oscilaron entre 1.870 N en los especímenes sometidos a termociclado y carga cíclica y 1.967 N ante carga estática, similares a los obtenidos por Sundh y cols, ¹⁵³ y superiores a los de otros estudios. ^{81,154}

Respecto a los puentes de IPS emax ZirCAD los valores de resistencia a la fractura del estudio oscilaron entre 1.909 N en las probetas termocicladas y 1.991 N las sometidas a carga estática, ligeramente inferiores a los obtenidos por Yildiz y cols ¹⁰⁷ y superiores a los de otros estudios. ^{25,135,155}

En un intento de solventar el problema del chipping de las restauraciones de zircona, muy recientemente se ha introducido la zircona monolítica, por lo que son muy escasos aún los

estudios sobre este material tanto clínicos, como *in vitro*.

En el presente estudio, se ha estudiado el comportamiento *in vitro* ante la resistencia a la fractura de una zircona monolítica, pues cuando un nuevo material es introducido, están indicados los estudios clínicos, pero para que los estudios clínicos puedan justificarse se deben desarrollar estudios *in vitro* lo mas relevantes clínicamente posible.¹⁵⁶

Los resultados del estudio ponen de manifiesto unos valores de resistencia a la fractura superiores en el grupo de la zircona monolítica, frente a los grupos de zircona con cerámica de recubrimiento, aunque las diferencias solo han sido significativas cuando los puentes fueron sometidos a carga estática. En la literatura no se han encontrado estudios *in vitro* que analicen la resistencia a la fractura de la zircona monolítica en puentes, por lo que no es posible comparar los resultados del estudio.

Los pocos estudios publicados sobre zircona monolítica,¹⁵⁷⁻¹⁶⁰ se han realizado en coronas y realizan las comparaciones con disilicato de litio monolítico y/o con zirconas con recubrimiento cerámico, y ponen de manifiesto un incremento en la resistencia a la fractura de la zircona monolítica frente a los otros sistemas cerámicos analizados, llegando a obtener Sun y cols,¹⁵⁸ valores muy similares a los del presente estudio.

Aunque no ha sido objeto del presente estudio, un aspecto que parece preocupar a los investigadores es el problema que puede plantear la zircona monolítica en cuanto al desgaste con el diente natural antagonista, no existiendo unanimidad en los estudios. Así, Stawarczyk y cols¹⁶¹ encuentran que existe menor desgaste del diente antagonista con la zircona monolítica que con la zircona con cerámica de recubrimiento, y Amer y cols,¹⁶² encuentran un desgaste menor de la zircona monolítica que las restauraciones glaseadas de zircona, disilicato de litio o feldespática convencional. Sin embargo Stober y cols,¹⁶³ en un estudio clínico a 6 meses encuentran un mayor desgaste en el diente antagonista con las restauraciones de zircona que con el diente natural.

Por otro lado Rinke y Fischer,¹⁶⁴ señalan que la ventaja clínica de las restauraciones de zircona monolítica es que permiten un espesor mas reducido del material en comparación con

otras cerámicas monolíticas o con cerámicas recubiertas por la porcelana de recubrimiento. De todas las maneras y dadas las pocas investigaciones existentes hasta el momento con este material se debería ser cauto a la hora de su utilización clínica.

Así pues, aunque la resistencia mecánica de la circona en prótesis parcial fija ha sido objeto de estudio, los resultados de los diferentes estudios no son consistentes, ya que existe mucha variabilidad entre ellos, ^{9,10,46,63,64,71,72,74,75,98,143,144,151-153} no siendo además los resultados comparables porque existen diferencias metodológicas muy importantes entre ellos y los métodos de medición no están estandarizados.^{9,63} Las diferencias pueden ser atribuidas a diversos factores como pueden ser el diseño del estudio, la metodología empleada, la experiencia del operador, las propiedades de los materiales empleados, la técnica de confección, el diseño de la estructura, la línea de terminación gingival, el tamaño de los conectores o el cementado.

Un factor que parece condicionar de forma muy importante los resultados de los estudios sobre la resistencia a la fractura de los materiales, es el tipo de pilar empleado, simulando el diente natural, para realizar los ensayos mecánicos. En los dos últimos años son diversos los autores que ponen de manifiesto este hecho y alertan sobre la necesidad de estandarizar los pilares para este tipo de experimentación. Se emplean fundamentalmente dos tipos de pilares para los ensayos mecánicos: resinas, ^{25,116,127,156,158,165} y metales diversos como acero, ^{64,101,135,142,153} cromo-níquel, ¹⁰⁸ cromo-cobalto, ¹⁶⁶ aluminio, ¹⁵⁶ latón ¹⁶⁷ o titanio ^{26 141,156,165},

Larsson ¹¹⁶ y Mahmood y cols, ¹⁵⁶ alertan la necesidad de estandarizar los pilares que simulan los dientes naturales en los ensayos in vitro para poder hacer comparaciones entre los estudios y destacan que los materiales resilientes (resinas) no demostraron diferencias entre si en cuanto a los resultados, pero cuando se compararon con materiales no resilientes (aluminio) con módulo elástico igual o superior al aluminio, los valores de resistencia a la fractura eran superiores y no reales.

En el presente estudio se han empleado pilares de acero mecanizado en todos los casos, por lo que los resultados entre los diferentes grupos son comparables.

Así mismo se ha estandarizado el grosor de las estructuras de zircona con cerámica de recubrimiento (0.5 mm), simulando las condiciones clínicas y de acuerdo a muchos de los autores,^{153,160,167,168} si bien es cierto que en otros estudios no se especifica. Kim y cols,¹⁶⁸ demuestran un incremento en la resistencia a la fractura de las estructuras de zircona cuando se incrementa el grosor de las mismas. El espacio de alivio para el cemento en todos los grupos analizados (50 µm).

La línea de terminación es otro factor que puede afectar a la resistencia a la fractura de las restauraciones de zircona. Muchos de los estudios *in vitro* sobre la resistencia a la fractura de las restauraciones de zircona se realizan sobre barras o discos^{81,148,155,169} y en los que se intenta simular las condiciones clínicas, en muchos casos no se especifica la profundidad de la línea de terminación gingival empleada. En el presente estudio, de nuevo tratando de simular al máximo las condiciones clínicas, se empleó en todos los grupos un chanfer circunferencial de 1 mm, al igual que en estudios previos,^{101,107,135,142,170} demostrando algunos de ellos que el chanfer profundo incrementa el comportamiento biomecánico de las restauraciones de zircona.¹⁷⁰

En el 90% de las prótesis parciales fijas analizadas en el estudio la fractura se produjo a nivel de los conectores, coincidiendo con las observaciones realizadas por otros autores,^{16,23,46,48,50,64-69,101,150,153,155,171} siendo por tanto el diseño del conector un factor a tener en cuenta muy importante para la supervivencia de las prótesis parciales fijas cerámicas.^{46,50,65,70-72,153,155}

La fractura tiene un patrón característico, y es similar al observado en la mayoría de los estudios previos,^{16,23,34,46,48,50,65,67,71,72,101,153,172} comenzando en la zona gingival del conector y discurriendo de forma oblicua hasta la zona oclusal del pónico. Así mismo, diversos autores coinciden que esta forma de fractura es independiente del lugar de aplicación de la fuerza.^{34,65,67,72}

Ambre y cols,¹⁵⁰ concluyen en su estudio que la resistencia a la fractura de las restauraciones de zircona depende más de las dimensiones de los conectores que del grosor de la estructura, de tal manera que grupos con las mismas dimensiones de conector no muestran diferencias en la resistencia a la fractura, al igual que ocurre en el presente estudio en las zirconas sometidas a termociclado y carga cíclica.

El conector es pues el punto débil de las restauraciones de circona, por lo que sus dimensiones deben ser las adecuadas para la supervivencia a largo plazo de las restauraciones. Respecto a las recomendaciones sobre las dimensiones de los conectores, aunque hay variaciones entre los estudios, la mayoría de los autores concluyen que deben de ser 2-4 mm de altura ocluso-gingival y 2-4 mm de anchura buco-lingual, siendo en general las dimensiones recomendadas de 6-9 mm².
16,23,50,55,65,70,73-76,101,171

El cementado de las restauraciones de circona es otro aspecto controvertido. Diversos autores,¹⁷³⁻¹⁷⁶ recomiendan la cementación adhesiva en las restauraciones de circona, aunque no todos los composites tienen el mismo comportamiento y además demuestran que el envejecimiento juega un papel importante en la durabilidad de la adhesión química circona-composite.^{107,174}

En relación con la resistencia a la fractura, algunos autores analizaron la cementación convencional con cemento de vidrio ionómero frente a la adhesiva, no encontrando diferencias entre ambos tipos de cementos utilizados,^{72,154,177,178} por lo que recomiendan que no es necesaria la cementación adhesiva.^{72,154,178} Por ello, en el estudio se empleó un cemento de vidrio ionómero en todos los grupos analizados.

6.3. CONDICIONES DEL ENSAYO MECÁNICO PARA EL ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA

La norma ISO 6872,² establece tres métodos para la evaluación de la resistencia a la fractura, entre los que se encuentra el ensayo a flexión en tres puntos utilizado en el estudio. Establece así mismo la velocidad de avance del puntero entre 1 ± 0.5 mm/min, siendo seleccionada en el estudio 1 mm/min.

Respecto a las condiciones de los tipos test in vitro para analizar la resistencia a la fractura de las restauraciones cerámicas existe controversia sobre la conveniencia o no de la utilización de

la carga estática o la carga cíclica.

Así, son muchos los autores que emplean en sus trabajos *in vitro* ensayos mediante carga estática,^{17,25,46,48,81,91,101,107,108,126,127,135,141,155,166,167,179} y defienden que las fuerzas de compresión son adecuadas para evaluar la resistencia a la fractura de coronas o prótesis parciales fijas.

Otros muchos autores sin embargo, emplean test que incluyen procedimientos para el envejecimiento artificial (termociclado y la carga cíclica) en un intento de reproducir las condiciones a que están sometidas las restauraciones en el medio oral, tanto de estrés mecánico como a cambios de temperatura,^{49,64,70,97,110,150,153,154,156,165,168,69,171,177,178,180-183} afirmando algunos estudios que los test *in vitro* para analizar la resistencia a la fractura de los nuevos materiales cerámicos deberían incluir test de fatiga, ya que puede implicar una disminución en la resistencia a la fractura.^{180,181,183}

Son muy pocos los estudios que comparan los resultados bajo ambas condiciones y los resultados son contradictorios. Así, hay autores que encuentran que el termociclado y carga cíclica disminuye la resistencia a la fractura de las restauraciones de circona,^{49,73,75,169,178,180, 181,183} llegando algunos de ellos a cuantificar el porcentaje de disminución de resistencia a la fractura con respecto a la carga estática, que oscila entre el 40% para Kohorst y cols¹⁸³ y el 54-64% para Iijima y cols.¹⁶⁹ Por el contrario, los resultados de otros estudios ponen de manifiesto que el termociclado y la carga cíclica no tienen influencia significativa en la resistencia a la fractura frente a especímenes sometidos a carga estática.^{64,98,149,153,168,184,185}

Por ello podemos decir que no hay resultados concluyentes respecto a la necesidad de someter a las muestras a termociclado y carga cíclica para realizar el análisis de la resistencia a la fractura. Un problema detectado al revisar los diferentes estudios es la gran disparidad entre ellos en relación a los test empleados: ensayo por flexión en tres puntos o biaxial. Pero también hay grandes diferencias en las condiciones del ensayo, sobre todo en los ciclos aplicados, en la carga aplicada, en las temperaturas para el termociclado o en el tiempo empleado para el experimento, siendo imposible realizar comparaciones entre los estudios, por lo que es necesario estandarizar las condiciones de los estudios.

En el presente estudio se comparó en todos los grupos analizados la resistencia a la fractura bajo las dos condiciones: carga estática y termociclado y carga cíclica. Los resultados obtenidos son muy interesantes, pues aunque los especímenes sometidos a termociclado y carga cíclica tuvieron unos valores de resistencia a la fractura ligeramente mas bajos que cuando fueron sometidos a carga estática, no se demostraron diferencias en la resistencia a la fractura entre los dos tipos de carga a que fueron sometidas las restauraciones, ni para el grupo control ni para los grupos de circona con cerámica de recubrimiento. Sin embargo, si se establecieron diferencias para el grupo de la circona monolítica. Por ello la tercera hipótesis nula debe ser parcialmente rechazada.

Parece que un problemas importante al someter las estructuras de óxido de circonio a cargas cíclicas es que la cerámica de revestimiento presente chipping,⁹³ sin embargo en el presente estudio no se ha producido ningún chipping en ninguna de las muestras tras ser sometidas a carga cíclica.

Los resultados del estudio ponen de manifiesto que cuando la circona está recubierta por la cerámica de recubrimiento, las condiciones en que se realice la carga no influyen, pero en el caso de la circona monolítica si hay una disminución significativa de la resistencia a la fractura de los puentes sometidos a carga cíclica, lo que corroboraría los estudios relativos al envejecimiento o degradación a baja temperatura de la circona y su influencia en la resistencia a la fractura.

El envejecimiento, o degradación a baja temperatura (DBT), representa una desventaja para el fenómeno de *transformación resistente* de la circona, ya que después de la transformación lenta y espontánea de la fase tetragonal a la monoclinica ($t \rightarrow m$), la rugosidad superficial, la aparición de microfisuras y el desplazamiento sucesivo de partículas restantes, el agua puede penetrar en el interior del material, aumentando las probabilidades de fracaso del mismo,¹⁸⁶ sin embargo se ha cuestionado la influencia de la DBT en la odontología, ya que la infraestructura de circona no estaría en contacto directo con el ambiente oral, debido al recubrimiento cerámico y a la presencia del material de cementación.¹⁸⁷ Este hecho parece corroborarse en los resultados del presente estudio.

Son continuas las investigaciones cuyo objetivo es comprender y controlar los mecanismos que se relacionan con el envejecimiento de la circona,¹⁸⁸ y dado que la transformación de fase de la circona está influenciada por la concentración del óxido estabilizador,¹⁸⁹ para mantener la estructura tetragonal y proporcionar resistencia a la transformación espontánea de fase se han investigado otros óxidos además del óxido de ytrio como son magnesia, ceria, o alúmina.
8,153,166,190-192

Cales¹⁹⁰ ha demostrado que el fenómeno de refuerzo por transformación de fase es menos pronunciado con la magnesia que con el óxido de ytrio.

La circona estabilizada con óxido de cerio presenta una menor resistencia inicial a la flexión que la Y-TZP, pero tiene una mayor tenacidad a la fractura y una mayor resistencia contra la DBT, atributos que pueden ser favorables para el comportamiento mecánico a largo plazo en la cavidad oral, sin embargo el óxido de cerio tiene limitaciones desde el punto de vista estético, ya que tiene un color amarillo o marrón, convirtiéndose en gris oscuro en la boca debido a su capacidad reductora.^{166,187,191,192}

En un intento de solventar el problema del chipping de la cerámica de recubrimiento se está investigando la utilización de estructuras de circona porosa, demostrando los resultados que la porcelana de recubrimiento tiene una unión mas fuerte a la circona porosa que a la circona densa, pero la circona porosa presenta una resistencia a la fractura inferior que la densa.⁹⁶

Así pues, todavía hay muchos aspectos controvertidos sobre la circona, tanto en lo que se refiere a las propiedades mecánicas de la propia circona como a la unión de la circona con la cerámica de recubrimiento. Se requieren mas estudios acerca de la caracterización de la fractura para entender la causa y el tipo de fractura, y en que se analice el inicio y la propagación de la grieta desde la estructura de circona a la cerámica de recubrimiento y de la cerámica de recubrimiento a la estructura de circona, para entender mejor la mecánica y la fuerza de unión entre ambas.

La introducción de la zircona monolítica aún es muy reciente por lo que no hay suficientes estudios, ni *in vitro*, ni por supuesto clínicos, por lo que su indicación debe de hacerse aún con precauciones, pues no se conoce su comportamiento a largo plazo y la influencia que podría tener el fenómeno de DBT.

Todos los aspectos mencionados debieran de ser aclarados, antes de hacer extensiva la utilización de las prótesis parciales fijas de óxido de circonio en los sectores posteriores de forma rutinaria.

7. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio in vitro, las conclusiones fueron las siguientes:

1. En el análisis microestructural previo se observó diferencia en el tamaño del grano para el grupo Lava Plus.
2. La evaluación de las propiedades mecánicas de los discos de circona, puso de manifiesto diferencias en la tenacidad en el grupo Lava Plus e IPS emax ZirCAD, pero no en la dureza y resistencia a la flexión biaxial entre los grupos de circona.
3. Los resultados obtenidos en el presente estudio ponen de manifiesto, que la resistencia a la fractura de los puentes de tres piezas en los cuatro sistemas de circona analizados es suficiente para su indicación en los sectores posteriores, al ser superior a los 1.000 N.
4. El grupo Lava Plus fue el que obtuvo los valores de resistencia a la fractura mas elevados entre los grupos de circona.
5. En la resistencia a la fractura total el grupo Lava Plus demostró diferencias respecto a los grupos de circona ante carga estática, pero no existieron diferencias entre las circonas ante carga cíclica.
6. No se observaron diferencias en la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento en los grupos de circona analizados ni para la carga estática, ni para la carga cíclica
7. Cuando se compararon los dos tipos de carga, no existieron diferencias en la resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento en el grupo control y en los grupos de circona.
8. La carga cíclica no influyó en la resistencia a la fractura total excepto en el grupo de la circona monolítica.
9. El patrón de fractura en los grupos de circona fue similar, de forma oblicua y con inicio a nivel de la zona gingival del conector

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Fons A, Solá MF, Martínez-González A, Casas J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001;6:645-656
2. ISO/CD 6872. Dentistry – ceramic materials; 2008
3. Suárez M J, López Lozano J F, Salido M P, Serrano B. Coronas de recubrimiento total cerámicas. Criterios de selección. Revista Europea de Odontoestomatología 1999;XI:249-258.
4. McLean J W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001;85:61-66.
5. Díaz-Romeral P, López E, Malumbres F, Gil L J. Porcelanas dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total: Una revisión bibliográfica. Parte I. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2008;10:19-31.
6. Romeo M, Martínez J A, Vallejo J. Introducción a los sistemas CAD/CAM de uso en clínica y laboratorio. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2005;7:524:534.
7. Martínez F, Pradíes G, Suárez M J, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE 2007;12:253-263.
8. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20:1-25.
9. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J Dent 2007;35:819-826
10. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. Int J Comput Dent 2004;7:67-76.
11. Garvie R C, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? Nature 1975;258:703-704
12. Duke E S. The status of CAD/CAM in restorative dentistry. Compendium 2001;22:968-972.
13. Kurbad A. Clinical aspects of all-ceramic CAD/CAM restorations. Int J Comput Dent 2002;5:183-197.
14. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent 2005; 26: 507-8, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
15. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004;92:557-562.
16. Agustin-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Ferreiroa A, Solá-Ruiz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literatura review. J Clin Exp Dent 2014;6:e66-73
17. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. Int J Prosthodont 2008;21:223-227.

18. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009;22:597-603.
19. Sailer I, Gottner J, Känel S, Hämmerle C. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: A 3-year Follow-up. *Int J Prosthodont* 2009;22:553-560.
20. Pelaez J, Cogolludo P, Serrano B, L Lozano JF, Suarez MJ. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2012;25:451-458
21. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37:641-652.
22. Ha SR, Kim SH, Han JS, Yoo SH, Jeong SC, Lee JB, Yeo IS. The influence of various core designs on stress distribution in the veneered zirconia crown: a finite element analysis study. *J Adv Prosthodont* 2013;5:187-197.
23. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic Review. *J Prosthet Dent* 2012;107:170-177.
24. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2011;28:102-111.
25. Agustín-Panadero R, Fons-Font A, Roman-Rodriguez JL, Granell- Ruiz M, del Rio-Highsmith J, Sola-Ruiz MF. Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *Int J Prosthodont* 2012;25:294-300.
26. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings-a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009;25:121-128.
27. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;22:857-863.
28. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J Prosthodont* 2008;17:9-13.
29. Kim SH, Han JS, Kim SH, Lee JB, Hasn JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral dsitribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont* 2013;5:296-304.

30. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dent J* 2011;56:97-106
31. Gonzalo E. Estudio experimental del sellado marginal en puentes posteriores de óxido de circonio. Tesis Doctoral : Universidad Complutense de Madrid ; 2007.
32. Martínez F. Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia. Tesis Doctoral: Universidad Complutense de Madrid; 2005.
33. Fasbinder D J. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium* 2002;23:911-922.
34. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4:89-106.
35. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent* 1995;74:223-229.
36. Persson A S K, Andersson M, Odén A, Sandborgh-Englund. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mat* 2008;24:1123-1130.
37. Holst S1, Persson A, Wichmann M, Karl M. Digitizing implant position locators on master casts: comparison of a noncontact scanner and a contact-probe scanner. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:29-35.
38. Luthardt R G, Bornemann G, Lemelson S, Walter M H, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 2004;17:680-685.
39. Luthardt R G, Sandkohl O, Herold V, Walter M H. Accuracy of the mechanical digitizing with a CAD/CAM system fixed restorations. *Int J Prosthodont* 2001;14:146-151.
40. Quaas S, Rudolph H, Luthardt R G. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 2007;35:903-908.
41. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, L Lozano JF. Marginal fit of posterior Zirconio FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21:398-399.
42. Gonzalo E, Suárez M J, Serrano B, L Lozano J F. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent* 2009;102:378-384.

43. Martínez-Rus F, Suárez M J, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2011;105:108-114.
44. Vega JM. *Materiales en Odontología: Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos*. Madrid: Avances; 1996.
45. Fischer H, Rentzsch W, Marx R. R-curve behavior of dental ceramic materials. *J Dent Res* 2002;81:547-551.
46. Serrano Madrigal B. *Estudio experimental de la resistencia a la fractura de puentes totalmente cerámicos*. Tesis Doctoral: UCM; 2005.
47. ZengK, Oden A, Rowcliffe D. Evaluación de las propiedades mecánicas de los materiales de los núcleos cerámicos en combinación con porcelanas. *Rev Int de Prótesis Estomatológica* 1999;1:161-175.
48. Acevedo R. *Análisis del sellado marginal y la resistencia a la fractura de núcleos cerámicos de óxido de circonio en puentes posteriores*. Tesis Doctoral: UCM; 2011.
49. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92:551-556.
50. Gargari M, Gloria F, Capello A, Ottria L. Strength of zirconia fixed partial dentures: Review of the literature. *Oral Implantol (Rome)* 2010;4:15-24
51. Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. *Dent Mater* 2001;17:289-295.
52. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91:349-355.
53. Miranzo P, Moya JS. *Ceramics International* 1984;10:147-152
54. Waltimo A, Kemppainen P, Kononen M. Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching. *Scand J Dent Res* 1993;101:416-421.
55. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil* 2003;30:873-877.
56. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004;91:247-252.
57. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995;74:145-150.

58. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92:491-495.
59. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008;21:217-222.
60. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19:725-731.
61. Ghazy MH, Madina MM. Fracture resistance of metal- and galvano-ceramic crowns cemented with different luting cements: in vitro comparative study. *Int J Prosthodont* 2006;19:610-612.
62. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67:859-865.
63. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008;24:308-318.
64. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21:476-482.
65. Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002;81:623-627.
66. Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ. Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. *J Dent Res* 2006;85:277-281.
67. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008;24:1077-1082.
68. Ozen J, Caglar A, Beydemir B, Aydin C, Dalkiz M. Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2007;38(6):e355-63.
69. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont* 2004;17:142-149.
70. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:106-114.

71. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil* 2007;34:702-709.
72. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14:231-238.
73. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA-the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001;4:195-206.
74. Ludwig K. Fracture Strength of all-ceramic anterior fixed partial dentures. *J Dent Res* 2001;80:998.
75. Stiesch-Scholz M, Scheneemann P, L. In vitro fracture resistance of 4 unit all ceramic fixed partial dentures. *J Dent Res* 2005;87:555.
76. Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, Coelho PG. Modified Y-TZP core design improves all- ceramic crown reliability. *J Dent Res* 2011;90:104-108.
77. Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta- analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 1998;79:459-464.
78. Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: Clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1999;12:519-526
79. Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, L Lozano JF, Suarez MJ. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: Three-year clinical results. *J Prosthet Dent* 2012;107:373-379
80. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:31-41
81. Borba M, de Araujo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater* 2011;27:1259-1266.
82. Salido MP, Suárez MJ, Pradíes G, Caruana G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2000;2:225-232.

83. Suárez M J, González de Villaumbrosia P, Pradíes G, L Lozano J F. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16:229-232.
84. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004;92:250-257.
85. McLean J, von Fraunhofer JA . The estimation of cement film by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-111.
86. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa, Kobayashi Y et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007;26:820-826.
87. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31:682-688.
88. Sarkar D, Swain SK, Adhikari S, Reddy BS, Maiti HS. Synthesis, mechanical properties and bioactivity of nanostructured zirconia. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2013;33:3413-3417.
89. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82:468-475.
90. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000;13:468-472.
91. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Kucukoglu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. *Braz Dent J* 2010;21:528-532.
92. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials* 1996;17:1891-1895.
93. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006;96:154-164.
94. Snyder MD, Sierraalta M, Razzoog ME. Load of fractures of veneered zirconia material. [abstr 451]. *J Dent Res* 2003;82(Spec Iss B):194.
95. Okabayashi S, Nomoto S, Sato T, Miho O. Influence of proximal supportive design of zirconia framework on fracture load of veneering porcelain. *Dent Mater J* 2013;32:572-577.

96. Nakamura T, Sugano T, Usami H, Wakabayashi K, Ohnishi H, Sekino T, Yatani H. Shear bond strength of veneering porcelain to porous zirconia. *Dent Mater J* 2014;33:220-225
97. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:177-185
98. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a High-Noble Alloy Bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent* 2008;100:274-284.
99. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 2008;27:448-454.
100. Liu Y, Peng H, Bao Y, Qiu Y, Xing N, Shen Z. Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. *J Eur Ceram Soc* 2010;30:1297-1305
101. López-Suárez C, Gonzalo E, G Cogolludo P, Rodríguez V, L Lozano J F , Suárez M J. Análisis in vitro de la resistencia a la fractura de puentes posteriores de óxido de zirconio. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2012;14:183-189
102. DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dent Mater* 2008;24:744-752
103. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering ceramic structures. *Acta Biomater* 2009;5:1668-1677
104. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 1986;65:993-997.
105. De Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil* 2007;34:841-847
106. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneered-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:115-123.
107. Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Özkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J* 2013;32:42-47
108. Kwon TK, Pak HS, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yeo IS. Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*. 2013;5:92-97.

109. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-388
110. Kim JW, Kim JH, Janal MN, Zhang Y. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. *J Dent Res* 2008;87:1127-1132
111. Nothdurft FP, Rountree PR, Pospiech PR. Clinical long-term behavior of Zirconia-based bridges (LAVA): Five years results. *J Dent Res* 2006;85(Spec Iss C):0312.
112. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed partial prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:86-96.
113. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures-clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008;39:459-471.
114. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig* 2009;13:445-451.
115. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: Four-year clinical results. *Int J Prosthodont* 2010;23:141-148.
116. Larsson C. Zirconium dioxide based dental restorations. Studies on clinical performance and fracture behavior. *Swed Dent J Suppl* 2011;213:9-84
117. Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont* 2012;21:265-269.
118. Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *Int J Prosthodont* 2013;26:164-171.
119. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. *Int J Prosthodont* 2003;16:177-182.
120. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. A 20-Year retrospective survival study of fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2006;19:143-153.
121. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23:493-502.
122. Fisher J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CHF. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 2009;25:419-423.
123. Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008;36:316-321

124. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009;37:978-983
125. Kim B, Zahng Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007;86:142-146
126. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dent Mater J* 2011;30:281-285
127. Farga-Niñoles I, Agustin-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Solá-Ruíz MF, Granell-Ruíz M, Fons-Font A. Fractographic study of the behaviour of different ceramic veneers on full coverage crowns in relation to supporting core materials. *J Clin Exp Dent* 2013;5:e260-6
128. Broseghini C, Broseghini M, Gracis S, Vigolo P. Aesthetic functional area protection concept for prevention of ceramic chipping with zirconia frameworks. *Int J Prosthodont* 2014;27:174-176
129. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 2008;17:401-408
130. Hsueh CH, Thompson GA, Jadaan OM, Wereszczak AA, Becher PF. Analyses of layer-thickness effects in bilayered dental ceramics subjected to thermal stresses and ring-on-ring tests. *Dent Mater* 2008;24:9-17
131. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;15:381-386
132. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33:9-18.
133. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *J Dent Res* 2008;87:666-670.
134. Allahkarami M, Hanan JC. Mapping the tetragonal to monoclinic phase transformation in zirconia core dental crowns. *Dent Mater* 2011;27:1279-1284
135. Rodríguez V, López-Suárez C, Gonzalo E, G Peláez J, Suárez MJ. Análisis del chipping en restauraciones metal-cerámica y totalmente cerámicas y su mecanismo de producción. Revisión sistemática. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2014;16:87-91
136. Saito A, Komine F, Blatz M, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent* 2010;104:247-57.

137. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012;28:102-111.
138. Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc* 2010;141:1317-1329.
139. Choi JE, Waddell JN, Torr B, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 1: Comparison of crystalline phases present, adhesion to a zirconia system and flexural strength. *Dent Mater* 2011;27:1204-1212.
140. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman CF, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to highnoble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent* 2011;106:29-37.
141. Choi YS, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restorations veneered with various ceramic materials. *J Adv Prosthodont* 2012;4:162-169
142. Kanat B1, Cömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Ozcan M, Ali Güngör M. Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strength of Computer-Controlled Zirconia Framework Designs. *J Prosthodont* 2014 Jan 13. doi: 10.1111/jopr.12130. [Epub ahead of print]
143. Rosentritt M, Behr M, R L, S K, G H. Fracture Strength of tooth colored posterior fixed partial dentures. *J Dent Res* 2001;80:57.
144. Luthy H, Fiser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler Lj, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21:930-937
145. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002;10:15-22.
146. Castillo-de Oyagüe R, Osorio R, Lynch C, Gilmour A, Toledano M. Effect of alloy type and casting technique on the fracture strength of implant-cemented structures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011 Jul 1;16:e619-25.
147. Chai J, Chong KH. Probability of failure of machined zirconia dental ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 2009;22:340-341.

148. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent* 2012;108:223-230.
149. Senyilmaz DP, Canay S, Heydecke G, Strub JR. Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2010;18:50-54.
150. Ambré MJ, Aschan F, Vult von Steyern P. Fracture Strength of Yttria-Stabilized Zirconium-Dioxide (Y-TZP) Fixed Dental Prostheses (FDPs) with Different Abutment Core Thicknesses and Connector Dimensions. *J Prosthodont* 2013;22:377-382
151. Suttor D, Hauptmann H, Frank S, Hoescheler S. Fracture resistance of posterior all ceramic zirconia bridges. *J Dent Res* 2001;80:640.
152. Rountree P, Nothdurft F, Pospiech P. In-vitro-investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO₂-ceramic. *J Dent Res* 2001;80:57.
153. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22:778-784
154. Rosentritt M, Hmaidouch R, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S. Fracture resistance of zirconia FPDs with adhesive bonding versus conventional cementation. *Int J Prosthodont* 2011;24:168-71.
155. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA Jr, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101:166-173.
156. Mahmood DJ, Linderöth EH, Vult Von Steyern P. The influence of support properties and complexity on fracture strength and fracture mode of all-ceramic fixed dental prostheses. *Acta Odontol Scand* 2011;69:229-237.
157. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013;29:1201-1208.
158. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;35:93-101.
159. Altamimi AM, Tripodakis AP, Eliades G, Hirayama H. Comparison of fracture resistance and fracture characterization of bilayered zirconia/fluorapatite and monolithic lithium disilicate all ceramic crowns. *Int J Esthet Dent* 2014;9:98-110.
160. Zesewitz TF, Knauber AW, Northdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-

- ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2014;27:264-266.
161. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottman A, Roos M, Hämmerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013;71:102-112.
 162. Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent* 2014 May 16. pii: S0022-3913(14)00160-7.
 163. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil* 2014;4:314-322.
 164. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int* 2013;44(8):557-66. doi: 10.3290/j.qi.a29937.
 165. Larsson C, El Madhoun S, Wennerberg A, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:820-826.
 166. Omori S, Komada W, Yoshida K, Miura H. Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern. *Dent Mater J*. 2013;32(1):189-194.
 167. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *J Prosthet Dent* 2008;99:369-376.
 168. Kim JH, Park JH, Park YB, Moon HS. Fracture load of zirconia crowns according to the thickness and marginal design of coping. *J Prosthet Dent* 2012;108:96-101.
 169. Iijima T, Homma S, Sekine H, Sasaki H, Yajima Y, Yoshinari M. Influence of surface treatment of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal with hot isostatic pressing on cyclic fatigue strength. *Dent Mater J* 2013;32:274-280
 170. Jalalian E, Rostami R, Atashkar B. Comparison of chamfer and deep chamfer preparation designs on the fracture resistance of zirconia core restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2011;5:41-45.
 171. Bahat Z, Mahmood DJ, Vult von Steyern P. Fracture strength of three-unit fixed partial denture cores (Y-TZP) with different connector dimension and design. *Swed Dent J* 2009;33:149-159.
 172. Kou W, Kou S, Liu H, Sjögren G. Numerical modeling of the fracture process in a three-unit all-ceramic fixed partial denture. *Dent Mater* 2007;23:1042-149
 173. de Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface

- treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater* 2009;25:172-179.
174. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater* 2009;25:392-399.
 175. Osorio R, Castillo-de Oyagüe R, Monticelli F, Osorio E, Toledano M. Resistance to bond degradation between dual-cure resin cements and pre-treated sintered CAD-CAM dental ceramics. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012;17(4):e669-77.
 176. Gomes AL, Castillo-Oyagüe R, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A.M. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J Dent* 2013;41:31-41.
 177. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2006;33:827-832.
 178. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int* 2009;40:655-662.
 179. Blatz MB, Bergler M, Ozer F, Holst S, Phark JH, Chiche GJ. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *Am J Dent* 2010;23:213-216
 180. Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res* 2000;79:722-731.
 181. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;1:442-448.
 182. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. *In vitro* lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials* 2007;28:2695-2705.
 183. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater* 2008;4:1440-1447.
 184. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34:317-325.

185. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hubsch C, Kellner T, et al. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomater* 2010;6:4547-4552.
186. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomater* 2006;27:535-543.
187. del Piñal M, Contreras I, Klee de Vasconcelos D, Maziero CA, Suárez MJ. Consideraciones mecánicas y biológicas sobre el envejecimiento del óxido de circonio. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2014;16:15-23
188. Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res* 2010;89:91-95.
189. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999;82:2150-2154.
190. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop Relat Res* 2000;379:94-112
191. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M et al. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res* 2002;63:262-270
192. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87:492-498.

9. RESUMEN EN INGLÉS

Monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses: Evaluation of the fracture resistance

INTRODUCTION

The porcelain fused to metal represents the gold standard technique for posterior fixed dental prostheses (FDPs). However, with the increasing demand in esthetic restorations, and the introduction of computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD-CAM) technology in dentistry, in the last years the use of ceramic restorations has been increased. Therefore, during the last decade yttrium oxide partially stabilized zirconia (Y-TZP) ceramic is used in dentistry for heavily loaded restoration, showing in vitro and clinical studies promising results. Zirconia restorations have good fracture resistance but are highly opaque. Therefore, to obtain a natural-looking and improve esthetics the framework should be veneered with porcelain, more over, some manufacturers make provision for zirconia colored cores in order to enhance esthetic outcomes.

Although the good mechanical properties of zirconia allow the construction of posterior FDPs, the core-veneer interface is one of the weakest aspect of these restorations so that, delamination or chipping of the veneering porcelain has been described as the most frequent reason for the failure of zirconia FDPs.

In an attempt to reinforce the veneering porcelain, several trials, such as high strength CAD/CAM- fabrication of veneering porcelain, high strength heat-pressed ceramic, and “double veneering” technique, have been performed.

Other approach to control the veneering failure could be a fabrication of monolithic zirconia which consists of a single zirconia material without any veneering. However, due to the recent introduction studies about monolithic zirconia are lack

OBJECTIVES

The objectives of the present study were to evaluate and to compare the fracture of the veneering ceramic and the total fracture resistance (FR) of four zirconia CAD/CAM systems and metal-ceramic in 3-unit zirconia posterior fixed dental prostheses and to compare the FR obtained with two methods. The null hypotheses were, that no differences would be found in the fracture

resistance among the zirconia systems, that no chipping would be observed and that no differences between two methods for evaluating the fracture resistance would be observed.

MATERIALS AND METHODS

One hundred standardized specimens with 2 abutments and screwed on a platform (30 mm in length, 17 mm in width, and 4.5 mm in thickness) were prepared from stainless steel to receive posterior 3-unit FDPs with an intermediate pontic. The abutments were prepared with 5 mm in height, a 1 mm wide chamfer, and a 6-degree angle of convergence of the axial walls.

The specimens were used as working dies and randomly divided into 5 groups (n=20 each): (1) metal-ceramic (control group), (2) (L) Lava Zirconia system (3M ESPE, Seefeld, Germany), (3) Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Germany), (4) VITA In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) and (5) IPS e-max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Each group was randomly divided into two subgroups according to the mechanical test: (1) static load and (2) thermo cycling and cyclic load. The size of the connector area was 3 mm x 3 mm and the frameworks thickness was 0.5 mm, with a space of 50 µm for the cement agent.

Each zirconia FPD was fabricated according to the manufacturer's instructions by an experienced technician, and metal-ceramic restorations were fabricated following the traditional lost-wax technique. All FPDs were luted with glass ionomer cement (Ketac Cem EasyMix, 3M ESPE) and a standardized load of 10 N was applied for 10 minutes with a dynamometric key (USAG 820/70, Utensilerie, Lilano, Italy).

Previously to evaluate the FS of the FDPs, microstructure (grain size) and mechanical properties (hardness, toughness and fracture load) were analyzed on discs of each zirconia system.

All FDPs were subjected, according to the ISO 6872:2008, with a three-point bending test until fracture using a universal testing machine (ME 405/10, SERVOSIS SA, Pinto, Spain) at a crosshead speed of 1 mm/min. Axial compressive loads were applied at the central fossa of the FDPs' pontic. Half of specimens of each group were subjected to static load and the other half were subjected to thermal and mechanical cycling at 5 degrees and 55 degrees with a 30-second dwell time for 120.000 masticatory cycles in a masticatory simulator (Chewing Simulator CS-4.2 economy line; SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Westerham, Germany).

Data of the veneering ceramic fracture (partial fracture) and total fracture of the FDPs were automatically recorded. The force was measured in Newton (N). Data were statistically analysed

using one and two-way ANOVA, Tukey HSD post hoc test and Student t test. Statistical significance was set at $P < 0.05$. All statistical analyses were handled with SPSS 22 (SPSS Inc, Chicago, USA).

RESULTS

When the zirconia discs were analysed, differences were observed for Lava Plus group in grain size ($P=.001$). Toughness showed significant differences for Lava Plus and In-Ceram YZ ($P=.004$) and for IPS e.max ZirCAD and In-Ceram YZ ($P=.016$). However, no differences were observed for hardness and flexural strength.

When the specimens were subjected to static load, significant differences were observed for ceramic veneer between metal-ceramic group and the zirconia groups ($P=.0001$). Total FS showed significant differences ($P=.0001$) for metal-ceramic group and Lava Plus and the other zirconia groups.

Thermal and mechanical cycling showed no significant differences among the zirconia groups for veneer ceramic, nor total FR.

When comparing the two types of load, ANOVA two-way showed no significant differences between static and cyclic load on ceramic veneer FS for metal-ceramic and the zirconia groups. There were no significant differences among the groups in FR, between static and cyclic load except for Lava Plus group ($P=.005$).

Regardless of the zirconia system used, the failure mainly occurred at the cervical area of the connector.

DISCUSSION

The present study analysed the fracture resistance of metal-ceramic and four zirconia systems of 3-unit zirconia posterior FDPs, and no differences were observed among the zirconia groups for veneering ceramic, but differences were shown for total fracture, thus the data support the partial acceptance of the null hypothesis.

Little in vitro studies have been carried out regarding the strength of frameworks and porcelain veneering on zirconia posterior FDPs.

The study results indicate that in all the veneered zirconia specimens, the veneer porcelain fractures at a lower load than the framework, thus the second hypothesis must be rejected. Those results are in accordance with previous studies in which failure of the porcelain layer before failure

of the framework material was observed. The porcelain delamination observed is probably related to zirconia superior mechanical properties, and it has been suggested that it is possible to avoid delamination by increasing the flexural strength of the veneer porcelain to above 300 MPa. The results are also in accordance with clinical studies in which the main problem identified in posterior zirconia FDPs, is the chipping of the veneer porcelain.

Different factors may influence and /or cause the fracture of veneering porcelain as differences in thermal expansion coefficients between core and ceramic, flexural strength of the veneering ceramic, firing shrinkage of ceramic, porcelain thickness, surface treatment of the framework, flaws on veneering and poor wetting by veneering on core. Special ceramics are nowadays developed for zirconia in order to minimize this unfavorable aspect.

In the present study zirconia monolithic group showed the highest fracture resistance values among the zirconia groups, but no studies were found to compare the results, so clinical indication of this kind of material must be done with caution

Despite the many disadvantages of in vitro studies, it is important to evaluate isolated mechanical properties under standardized conditions. In this in vitro study, the methods used were chosen to reflect the clinical situation as far as possible. The tooth preparation design and dimensions of the groups are identical, and the veneer porcelain was fired according to the manufacturer's recommendations, with appropriate dimensions and an identical layered build-up technique, thus it is possible to make comparisons among the groups. One important factor to take into consideration for the fracture strength of the restorations is the anatomy of the framework. It is important to avoid the occurrence of areas with too little or too great a veneer thickness, which might reduce the restorations' resistance, thus in the present study the design was anatomically shaped.

The present study compared two mechanical conditions: static and cyclic load. Numerous authors have performed static load tests to study the strength of ceramic materials and compressive testing would appear to be an adequate method for evaluating the resistance to fracture of crowns or FDPs, but other numerous authors recommend to use cyclic load in order to reproduce the oral environment conditions. However, few studies comparing both methods have been reported, and the results are controversial.

The fracture resistance observed in the study in the cyclic fatigue test showed a decrease in the values in comparison with that in the static test but no differences were observed except for monolithic zirconia group, thus the third hypothesis must be partially accepted.

Further studies are necessary to conclude which test is the adequate to evaluate the fracture resistance of the restorations.

The most common fracture pattern of tested zirconia-based FDPs was at the loading point and through one or both connectors, being the initiation of fracture in the gingival embrasure. This was in accordance with the present results in which the fracture was initiated from the gingival surface of the connector and propagated toward the pontic. Thus the results support that the connector design appears to be crucial for the fracture resistance and longevity of zirconia FDPs and should be taken into account when designing zirconia-based FDPs as previously reported.

Further laboratory and clinical studies are needed to clarify several aspects of the mechanical properties on zirconia FDPs.

CONCLUSION

Within the limitations of this in vitro study, the following conclusions can be drawn:

1. All tested groups demonstrated clinically acceptable fracture load values.
2. Zirconia monolithic group exhibit the highest fracture resistance values among the zirconia groups.
3. Differences were shown in total fracture resistance for Lava Plus group under static load, but no differences among the groups were observed under cyclic load
4. No differences were observed in fracture resistance for the veneering ceramic among the zirconia groups independent of the type of the load.
5. No differences were observed in fracture resistance of the veneering ceramic between the two types of load.
6. Cyclic loading did not affect the fracture resistance except for zirconia monolithic group.
7. Fracture mode in zirconia groups was similar and was oblique, from gingival to occlusal, from the connector to the center of the pontic.

